

**VŠB - Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**

# **Diplomová práce**

**VŠB - Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**  
**Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

**Návrh a realizaci myo-stimulace pro posílení svalstva a relaxaci.**  
Design and implementation of myo-stimulation for muscle strengthening and relaxation

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

## Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Marek Sonnenschein**  
Studijní program: N2649 Elektrotechnika  
Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství  
Téma: **Návrh a realizaci myostimulace pro posílení svalstva a relaxaci**  
**Design and Implementation of Myostimulation for Muscle**  
**Strengthening and Relaxation**

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou myostimulace.
2. Seznámení se přístrojovou technikou pro myostimulaci.
3. Návrh a realizace zařízení pro myostimulaci svalstva.
4. Provedení měření a testů.
5. Zhodnocení výsledků měření.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] PENHAKER, M., M. IMRAMOVSKÝ, P. TIEFENBACH a F. KOBZA. *Lékařské a diagnostické přístroje – zkušební testy*. 1. vydání. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, 2004. 332 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [2] WEBSTER, John. G. *Medical instrumentation: Application and design*. 3. vydání. Hoboken (USA): WILEY, 1998. 691s. ISBN 0-471-15368-0.
- [3] SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2004. 448s. ISBN 80-247-0630-X.
- [4] PUTZ, Reinhard a Reinhard PABST. *Atlas anatomie člověka*. Praha : Grada Publishing, a.s., 2007. 399s. ISBN 978-80-247-1870-5.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Marek Penhaker, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2014

Datum odevzdání: 07.05.2015



doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.

**Prohlášení studenta:**

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Ostravě dne .....6.5.2015.....

Podpis.....Gommersbach.....

## **Poděkování:**

Děkuji svému vedoucímu diplomové práce, kterým byl Ing. Marek Penhaker, Ph.D, za vhodnou metodickou a odbornou pomoc při zpracování této diplomové práce a za zajištění podmínek pro měření. Dále bych chtěl poděkovat Ing. Tomáši Klinkovskému za cenné rady z praxe.

**Abstrakt:**

Diplomová práce se zabývá návrhem a realizací svalového stimulatoru, jehož výhodou je univerzálnost použití při svalové stimulaci. Celý stimulator je ovládán pomocí mikrokontroléru ATMEGA 328P a napájen z měniče, který má bateriový zdroj. Navržený měnič dosahuje vysoké účinnosti. K vytváření bifázického stimulačního impulzu byl navržen H-můstek. Celý svalový stimulator byl testován v laboratoři na dobrovolnících, za asistence druhé osoby. Na dobrovolnících byly úspěšně otestovány všechny programy myostimulace. Hlavním cílem této diplomové práce bylo navržení a sestavení myostimulatoru, který bude sloužit jak pro posílení svalů, tak pro jeho relaxaci. Vlastním inovativním řešením bylo sloučení těchto dvou programů do jednoho.

**Klíčová slova:** svalový stimulator, mikrokontrolér, DC/DC měnič, H-můstek, digitální potenciometr

**Abstract:**

This diploma thesis describes the design and implementation muscle stimulator, whose advantage is versatility in muscle stimulation. The entire stimulator is controlled by a microcontroller ATMEGA 328P and powered from the drive, which has a battery pack. Designed inverter achieves a high efficiency. The formation of biphasic pacing pulse was designed H-bridge. The whole muscle stimulator was tested in the laboratory on volunteers, with the assistance of another person. Volunteers were successfully tested all programs myostimulation. The main objective of this diploma thesis was to design and build myostimulators, which will serve both to strengthen the muscle and its relaxation. Self innovative solution was to merge the two programs into one.

**Key word:** muscle stimulator, microcontroller, DC/DC converter, H-bridge, digital potentiometer

# OBSAH

<b>1</b>	<b>ÚVOD .....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>ELEKTRICKÁ REAKTIVITA TKÁNÍ.....</b>	<b>2</b>
2.1	SPONTÁNNÍ PRO ELEKTRICKÉ PROJEVY .....	2
2.1.1	<i>Stavba a funkce svalstva (Myofibrila) .....</i>	<i>2</i>
2.1.2	<i>Geneze elektromyografického signálu.....</i>	<i>4</i>
2.1.3	<i>EMG .....</i>	<i>5</i>
2.2	DRÁŽDIVOST TKÁNÍ (EVOKOVANÉ).....	7
2.2.1	<i>Úrovně stimulace a frekvence .....</i>	<i>7</i>
2.2.2	<i>Místa stimulace .....</i>	<i>9</i>
2.2.3	<i>Elektrody .....</i>	<i>9</i>
<b>3</b>	<b>SOUČASNÝ STAV ELEKTRO MIOSTIMULACE.....</b>	<b>12</b>
3.1	STIMULACE SVALSTVA PRO SPORTOVNÍ TRÉNINKOVOU AKTIVITU .....	12
3.1.1	<i>Masážní .....</i>	<i>12</i>
3.1.2	<i>Systém pro hubnutí.....</i>	<i>12</i>
3.1.3	<i>Systém pro zvýšení výkonu .....</i>	<i>12</i>
3.2	POHYBOVÁ STIMULACE – REHABILITACE .....	13
3.2.1	<i>EMS - Electrical Muscle Stimulation .....</i>	<i>13</i>
3.2.2	<i>Elektroanalgezie.....</i>	<i>13</i>
<b>4</b>	<b>LEGISLATIVA.....</b>	<b>16</b>
<b>5</b>	<b>NÁVRH SYSTÉMEU PRO STIMULACI A RELAXACI SVALSTVA .....</b>	<b>18</b>
5.1	BLOKOVÝ NÁVRH SYSTÉMU .....	18
5.2	NÁVRH ZDROJE.....	21
5.3	NÁVRH DC/DC MĚNIČE .....	23
5.3.1	<i>DC/DC měnič MC34063A.....</i>	<i>23</i>
5.3.2	<i>DC/DC měnič MAX1771 .....</i>	<i>27</i>
5.4	NÁVRH MIKROKONTROLÉRU .....	31
5.5	NÁVRH STIMULAČNÍCH PROGRAMŮ .....	32
5.6	OVLÁDÁNÍ .....	34
5.7	LCD.....	34
5.8	KONCOVÝ STUPEŇ.....	35
5.9	ELEKTRODY .....	37

5.10	PACIENT.....	38
<b>6</b>	<b>REALIZACE SYSTÉMEU PRO STIMULACI A RELAXACI SVALSTVA .....</b>	<b>39</b>
6.1	DC/DC MĚNIČ DSP .....	39
6.2	NÁVRH KÓDU PRO MIKROKONTROLÉR.....	40
6.3	OVLÁDÁNÍ DSP .....	42
6.4	KONCOVÉ STUPNĚ DSP .....	43
<b>7</b>	<b>OŽIVENÍ A TESTOVÁNÍ REALIZOVANÉHO SYSTÉMEU PRO STIMULACI A RELAXACI SVALSTVA .....</b>	<b>44</b>
7.1	TESTOVÁNÍ DC/DC MĚNIČE.....	44
7.2	MCU.....	45
7.3	KONCOVÝ STUPEŇ.....	45
<b>8</b>	<b>ZHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ MĚŘENÍ.....</b>	<b>48</b>
<b>9</b>	<b>ZÁVĚR.....</b>	<b>50</b>
<b>10</b>	<b>POUŽITÁ LITERATURA .....</b>	<b>52</b>
<b>11</b>	<b>PŘÍLOHY .....</b>	<b>55</b>
11.1	NÁVOD PRO SVALOVÝ STIMULÁTOR .....	55



# 1 ÚVOD

Se svalovou elektromyostimulací se lze setkat nejen v životě sportovce, který tohoto využívá jako doplňku k základnímu tréninku, ale také v rehabilitacích, pro lidi po komplikovaných úrazech, nebo u dlouhodobě ležících. Myostimulaci lze tedy využít k relaxaci, posílení, zlepšení výbušnosti nebo zvýšení odolnosti proti svalové únavě. Takovouto rehabilitací lze zkrátit dobu rekonvalescence na minimum.

Pro navržení funkčního myostimulátoru je důležité se nejprve seznámit s dnešními postupy při myostimulaci a s normami, které s touto problematikou souvisí.

V teoretickém úvodu této diplomové práce je popsána stavba a funkce svalstva, dále geneze elektromyografického signálu. Bude popsána elektromyografie, jakožto diagnostická metoda, která umožňuje snímat elektrickou aktivitu vznikající činností kosterního svalstva. V další části práce jsou popsány způsoby, jakými je možné provádět elektrickou stimulaci, zavedené stimulační programy a jejich využití v praxi. Jsou také zmíněny úrovně a frekvence, na kterých je schopen sval reagovat svalovou kontrakcí.

Jeden z dílčích cílů je navržení stimulačních impulzů tak, aby působily správně a bezpečně na danou svalovou partii. K tomuto účelu bude využit programovatelný mikrokontrolér. Stimulační impulzy budou generovány pouze při spuštění daného stimulačního programu. Důležitým faktorem ovlivňujícím myostimulaci je rozmístění a plocha stimulačních elektrod, bylo tedy důležité nastudovat i tuto problematiku.

Hlavním cílem této práce je navržení a sestavení funkčního systému pro svalovou myostimulaci. Tento systém urychluje zotavovací procesy v kosterním svalstvu po sportovní aktivitě, díky čemuž dojde ke zlepšení výkonnosti sportovce. Tento přístroj bude převážně používán v zotavovací a regenerační fázi po tréninku. Myostimulátor bude konstruován tak, aby maximálně splňoval normu ČSN EN 60601-2-10 Zdravotnické elektrické přístroje - Část 2-10: Zvláštní požadavky na bezpečnost nervových a svalových stimulátorů.

## 2 ELEKTRICKÁ REAKTIVITA TKÁNÍ

Svaly zajišťují veškerý pohyb končetin, hlavy trupu, změny napětí orgánů a celkový pohyb těla. Pohyb zajišťují, společně s činností vnitřních orgánů, příčně pruhované svaly. Obecně mají svaly schopnost z relaxovaného stavu přejít do stavu kontrakce a vykonat tak pohyb. V těle člověka převládá příčně pruhované svalstvo, které je zastoupeno v kosterním svalstvu a dále také v srdečním svalu. Tato práce se zaměřuje na kosterní svalstvo, které má, na rozdíl od srdečního svalu, motorickou ploténku.

Svalové i nervové buňky, mohou být chemicky, elektricky a mechanicky drážděny a tím dojde k vytvoření akčního potenciálu, přičemž se tento akční potenciál šíří po jednotlivých buněčných membránách. Svalová buňka obsahuje kontraktilní aparát, který po podráždění buňky akčním potenciálem vyvolá stah. Kontraktilní aparát tvoří kontraktilní proteiny- aktin a myozin.

Obecně se svaly dělí na tři typy - kosterní, srdeční, a hladké. Hladké svaly nejsou stejnorodou skupinou. Kosterní svaly tvoří velkou část hmotnosti těla. Tyto svaly mají velmi dobře vyvinuté příčné pruhování, to znamená, že se nemohou kontrahovat bez nerovné stimulace, nemají anatomické a funkční spojky mezi jednotlivými svalovými vlákny a proto jsou ovládaný vůlí. Srdeční sval má také příčně pruhovanou svalovinu, kontrahuje se rytmicky bez zevní inervace a to díky buňkám, které ho spontánně aktivují – tzv. buňky srdečního pacemakeru. Hladký sval příčné pruhování nemá. Hladký sval se nachází ve většině dutých orgánů, každá oblast má svůj vlastní pacemaker, který udává rytmus.

[1, 4, 11]

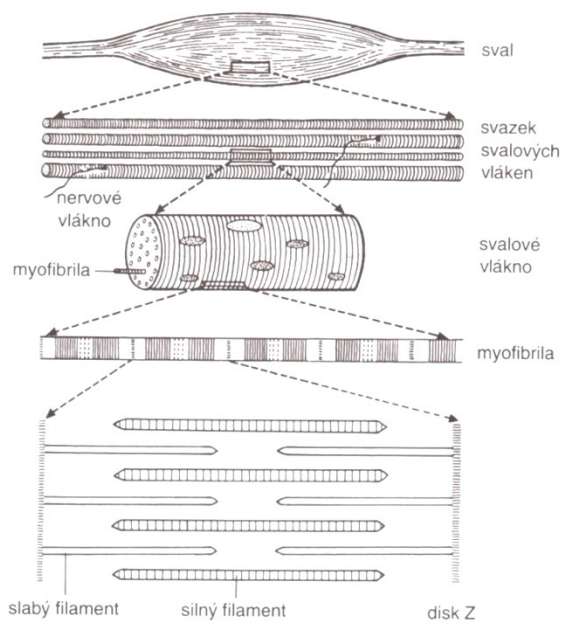
### 2.1 Spontánní pro elektrické projevy

#### 2.1.1 Stavba a funkce svalstva (Myofibrila)

Kosterní svaly tvoří 32% až 50% z celkové tělesné hmotnosti člověka, proto tvoří podstatnou část tělesných tkání. Kosterní sval je tvořen svazkem svalových vláken, které mají válcovitý tvar s průměrem 10μm až 100μm, při délce až 30cm viz. Obr. 2.1. Svalová vlákna mají různý počet jader a různé množství mitochondrií podle toho, pro jakou svalovou činnost jsou určeny. Kontraktilní strukturou ve svalovém vlákně je myofibrila.

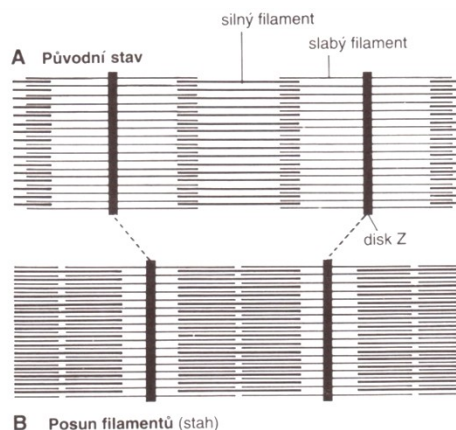
Soubor několika svalových vláken je spojen řídkým vazivem, které obsahuje cévy a nervy, tím se pak vytváří svalové svazky které tvoří sval. Povrch svalu je pokrytý vazivovým obalem *fascií*. Nejširší část svalu se nazývá svalové břicho. Svalové břicho má na obou koncích vazivové úpony, které jsou tvořeny paralelně uspořádanými svazky kolagenních vláken. Svalový úpon je připojení šlachy a kosti k sobě, tento spoj je velice pevný.

Kosterní svaly jsou ze skupiny příčně pruhovaných viz. Obr. 2.1. Příčně pruhované svaly jsou pod mikroskopem vidět jako souvislé světlé a tmavé pruhy, ve skutečnosti jsou ale dané pruhy omezeny cylindrickými jednotkami- tzv. myofibrily. Myofibrily se skládají z dvou bílkovinných vláken filamentu. Slabý filament a silný filament, kde slabý filament je tvořen aktinem a silný je tvořen myozinem. Tyto dvě bílkoviny jsou umístěny v distančních Z discích.



Obr. 2.1 Stavba kosterního svalu. [11]

Kontrakce svalu je založena na zasouvání slabých filament mezi silné filamenty viz Obr. 2.2. Kontrakce je uskutečněna pomocí příčných můstků Z disků mezi oběma typy filamentů. Díky štěpení ATP lze získat potřebnou energii pro kontrakci a zasunutí filament do sebe. Zvýšení koncentrace vápníkových iontů  $\text{Ca}^{2+}$  v cytoplazmě svalového vlákna je signálem pro danou kontrakci. Dochází k tomu jen tehdy, jestliže bylo dané nervové vlákno podrážděno neprahovým stimulem. Sarkoplazmatické retikulum je síť váčků v cytoplazmě, které mohou uvolňovat vápníkaté ionty.



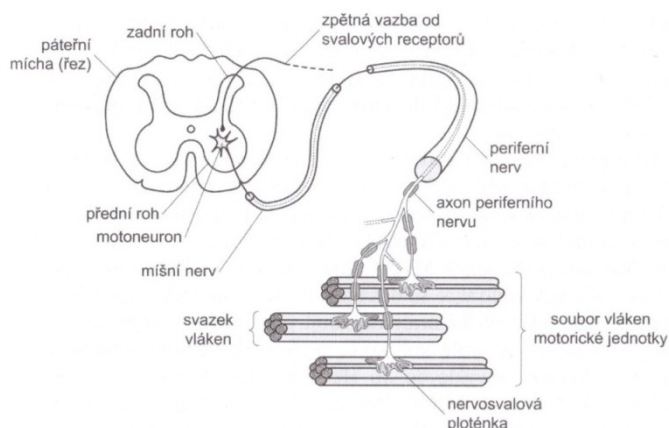
Obr. 2.2 Princip svalové kontrakce. [4]

Kosterní svalstvo je inervováno pomocí motorických nervů, které vycházejí z předních rohů míšních a některé hlavovými nervy vycházejícími z mozku.

[1, 4, 11]

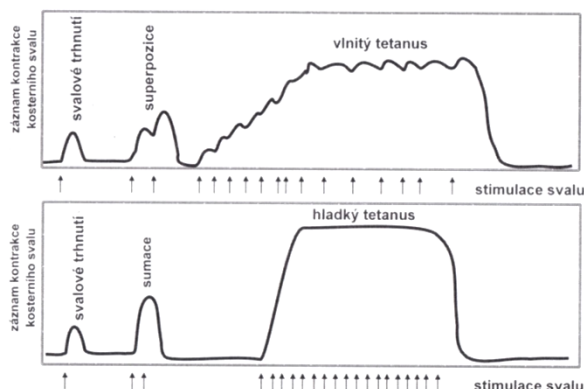
### 2.1.2 Geneze elektromyografického signálu

Základem svalového aparátu je motorická jednotka. Motorická jednotka je skupina svalových vláken, které jsou inervovány jedním motoneuronem, viz Obr. 2.3. Podle velikosti svalu může jeden motoneuron inervovat 10 svalových vláken u malých svalů a u největších až 2000 svalových vláken. Jednotlivé svaly jsou řízeny až tisícem motoneuronů. Počáteční impuls pro řízení svalové činnosti vydávají motorické neurony uložené v předních rožích míšních, konkrétně jejich somatická část těla. Axon každého motoneuronu se pak rozvětluje a každá větev je zakončena nervosvalovou ploténkou, ovládající svazek vláken. Motorické jednotky mohou inervovat větší či menší počet vláken.



Obr. 2.3 Motorická jednotka. [2]

Přenos vzruchu (akčního potenciálu) z motorického neuronu na svalové vlákno zprostředkovává nervosvalová ploténka. Mediátorem přenosu vzruchu je zde acetylcholin, který depolarizuje membránu a tím uvolní iont vápníku do cytoplazmy a vyvolá stah. Vzruch se potom šíří z nervosvalové ploténky po membráně na oba konce vlákna i do jeho nitra a tím dojde k téměř současné kontrakci všech sarkomer. Délka trvání kontrakce je závislá na počtu impulsů, při vysoké frekvenci impulsů může dojít k tetanickému stahu.



Obr. 2.4 Schematické znázornění stimulace kosterního svalu a vznik superpozice, vlnitého tetanu a sumace s hladkým tetanem. [1]

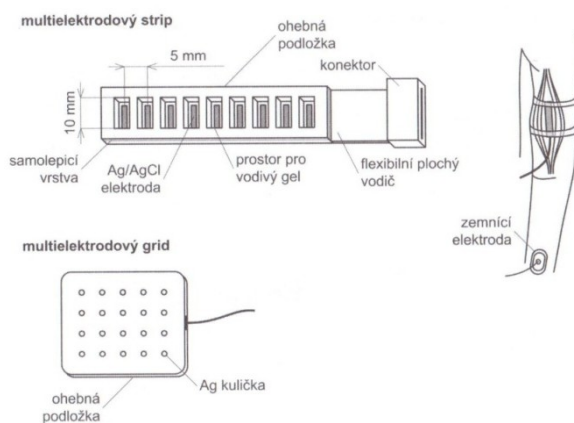
Svalové vlákno reaguje podle pravidla „vše nebo nic“. Při podráždění které má prahovou hodnotu, odpoví svalové vlákno kontrakcí. Na Obr. 2.4 lze vidět, že při jednom podráždění dojde k jedné svalové kontrakci = svalovému trnutí. Refrakterní fáze u kosterního svalu trvá 1 – 5 ms a svalová kontrakce trvá dle druhu svalu. Rychlá svalová vlákna mají velmi krátké trvání kontrakce -do 7,5 ms, tyto svalové vlákna se starají o přesné a jemné pohyby svalu, avšak u tohoto druhu dochází k rychlé únavě. Pomalá svalová vlákna mají délku kontrakce o délce až 100 ms a podílejí se na silových činnostech, které mají delší dobu trvání. Pokud jsou stimulační impulzy blízko za sebou, dojde ke svalové kontrakci, nazvané sumace. Jestliže jsou ale stimulační impulzy ve větší vzdálenosti než při sumaci, dochází k jevu superpozice. Hladký tetanus vznikne při četné, rychlé svalové stimulaci, při pomalejší svalové stimulaci dochází k vlnitému tetanu. Délka kontrakce u vlnitého tetanu je závislá na vysoké opakovací frekvenci stimulace svalu, která způsobí tetanický stah. Normální klidová kontrakce má charakter hladkého tetanu. Při svalové činnosti není prakticky možné zapojit všechna svalová vlákna až na případy ohrožení, nebo u vrcholového sportu.

[1, 2, 4]

### 2.1.3 EMG

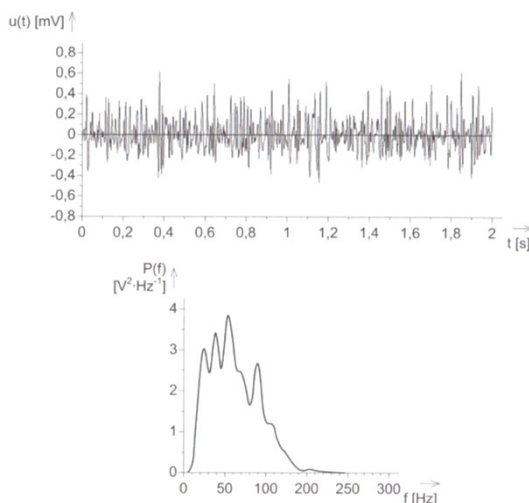
Elektromyografie je diagnostická metoda, která umožňuje snímat elektrickou aktivitu svalstva. Jde o biosignály, vznikající v důsledku svalové aktivity, nebo i svalového klidu, např. ploténkový šum. Výsledný záznam se nazývá elektromyogram. Elektromyografie se může u člověka uskutečnit bez anestezie, použijí-li se jako sběrné elektrody malé kovové disky, které se umístí na kůži nad vyšetřovaný sval nebo při použití podkožních jehlových elektrod. Jehlovými elektrodami je možné snímat aktivitu i jediného svalového vlákna. Akční potenciály se mohou snímat buď v klidu, při volní kontrakci, nebo při elektrické stimulaci.

Neinvazivní povrchové EMG elektrody se používají multielektrody ve formě stripu nebo gridu. Grid je multielektroda, která je ve formě matice a lze s ní snímat rozložení svalového potenciálu. Jsou realizovány pomocí malých kuliček ze stříbra, které jsou pravidelně uspořádány, viz Obr. 2.5.



Obr. 2.5 EMG multielektrody. [2]

Multielektrody ve formě stripu jsou nejpoužívanější Ag/AgCl, jednotlivé elektrody jsou rozmístěny za sebou s pravidelným rozestupem. Elektrody jsou lehce zapuštěny do ohebné podložky a to z toho důvodu, aplikace vodivého gelu, který potlačí artefakty a zlepší přechodový odpor. Elektrody jsou od výrobce opatřeny lepidlovou vrstvou, která zajistí dobré upevnění na pokožku. Neinvazivní povrchové snímání má sumačně akční potenciál motorických jednotek s amplitudou až  $\pm 5000 \mu\text{V}$  špičkově 10 mV (těchto hodnot se dosahuje u trénovaných jedinců) a s měřeným spektrem frekvencí od 6 Hz až do 500 Hz s hlavní částí výkonového spektra signálu v oblasti 20 Hz až 150 Hz.



Obr. 2.6 EMG signál získaný snímáním povrchovými elektrodami a spektrální výkonová hustota signálu. [2]

Invazivní intramuskulární EMG využívají vpichové jehlové elektrody popřípadě tenký drátek či svazek drátů. Díky zavedení jehly přímo do místa zájmu, můžeme získat přesnější informace o elektrické aktivitě svalu. Výhody perkutánních elektrod jsou ty, že objem tkáně mezi zdrojem a elektrodou je malý, proto zde není frekvenční omezení (díky malému rozhraní elektroda-pokožka). Proto je frekvenční pásmo značně rozšířeno až na 10 kHz. Měřené napětí z elektrod má mnohem menší úroveň než při měření pomocí povrchových elektrod. To je způsobeno tím, že povrchově snímáme sumační akční potenciál, který má větší úroveň. Převládá ovšem výhoda přesné lokalizace elektrody. Nevýhodou je fakt, že při zavedení vpichové elektrody máme omezenou svalovou činnost, nepříjemné pocity vyšetřované osoby a zvýšená možnost vzniku pohybového artefaktu. Maximální délka měření pomocí vpichových elektrod je jedna hodina. Při zavedení elektrody ve formě drátové můžeme elektrody nechat zavedené několik hodin. Drátová elektroda se hůře lokalizuje díky své tvárnosti, ale pohyb svalu je ovlivněn minimálně. I tyto drátové elektrody mají nevýhodu, že při pohybu může dojít k pohybu elektrody nebo povytažení a tudíž vzniku artefaktu.

Stimulační elektroda je elektroda se dvěma kontakty. Tato elektroda se přikládá podélně vzhledem k stimulovanému nervu. Pro stimulaci na prstech se používají prstencové elektrody. Většinou se stimuluje obdélníkovým impulsem, který má dobu trvání 200  $\mu\text{s}$  až 300  $\mu\text{s}$ . Při této stimulaci na prstech můžeme testovat motorické, senzitivní neboli hmatové složky periferních nervů. Při stimulaci je důležitá polarita stimulační elektrody. Umístění stimulační elektrod je třeba dbát na to, aby se katoda kladla vždy blíže ke snímací elektrodě než anoda. Důvod je takový, že katoda vyvolává akční potenci-

ál axonu motorické jednotky či nervové senzitivní buňky, naopak anoda způsobuje hyperpolarizaci a tím snižuje šanci na to, aby membrána generovala a přenášela akční potenciál.

[2, 3, 4]

## 2.2 Dráždivost tkání (evokované)

Svalové vlákno je schopno elektrickou stimulaci převést na mechanický pohyb končetiny. Excitabilita neboli dráždivost je schopnost svalové tkáně přijímat a odpovídat na podněty. Čím větší je intenzita vnějšího stimulačního impulzu, tím je větší svalová odpověď.

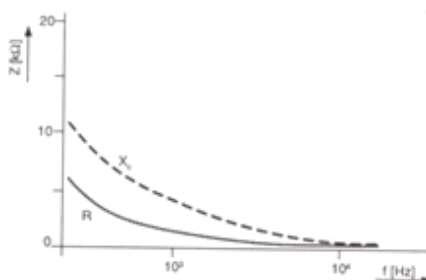
[5]

### 2.2.1 Úrovně stimulace a frekvence

Elektrická stimulace kosterního svalstva má impedanci závislou na orgánové struktuře, jenž je závislá na změnách impedance mezi elektrodami, které vyvolávají procesy ve tkáních.

Odpor jednotlivých tkání se hodně liší. V praxi se používá bipolární pár elektrody pro jeden kanál stimulatoru. V žádném případě se nesmí působit na různé skupiny svalu na opačné straně těla. Důležitým faktem je, že svaly v podélném směru mají dvakrát menší odpor než v příčném směru a to zejména v oblasti nízkých frekvencí. Při stimulaci v podélném směru stačí sval stimulovat mnohem menším výkonem stimulačního impulzu, a tedy nižším proudem, čímž se sníží riziko poranění elektrickým proudem.

Kůže a podkoží mají svou impedanci a jako celek mají kapacitní charakter. Frekvenční charakter impedance kůže předloktí je znázorněn na Obr. 2.7. Kůže pohlcuje největší část stimulačního impulzu a to hlavně při nízkých frekvencích. Při stimulaci nízkými kmitočty reagují v kůži nerůznější receptory a ty mohou podráždění převádět na nepříjemné pocity při stimulaci. Při stimulaci pomocí vyšších frekvencí je většina energie pohlcena ve tkáních a vnitřních orgánech.



Obr. 2.7 Závislost impedance kůže na frekvenci. [5]

Rozhraní mezi elektrodou a pokožkou je impedančně závislá na ploše elektrody, která by měla být vždy co největší s ohledem na její umístění na pacienta. Elektrody by měly obsahovat elektrolyt ve formě vodivého gelu, který sníží impedanční přechod a potlačí tak závislost impedance kůže na přitlaku elektrody. Pro ještě menší odpor pokožky se doporučuje místa stimulace odmastit a oholit místa stimulace. Nedoporučuje se provádět elektrickou stimulaci na čerstvě oholené pokožce a to z toho důvodu, že při holení mohou na pokožce vznikat malé poškození. Tato malá poškození mohou

v konečném souhrnu zvětšit impedanci pokožky, navíc daná oblast bude více senzitivní na elektrickou stimulaci. Na odpor pokožky má také vliv okolní teplota. Výkyv teploty o 20 stupňů může způsobit nárůst odporu pokožky až o 50% oproti normální hodnotě. Odpor pokožky je nelineárně závislý na teplotě.

Spontánní elektrická aktivita svalu u zdravých pacientů je v rozsahu 20 Hz až 500 Hz, toto pásmo obsahuje 95 % energie myosignálu. Pro řízení kosterních svalů stačí využívat pásmo 25 Hz až 60 Hz. EMG u trénovaných osob má nižší amplitudu oproti netrénovaným osobám.

Práh elektrického podráždění je nižší v oblasti funkčně lépe vyvinuté struktury svalu. Bylo zjištěno, že nelze stanovit minimální množství energie, která by vyvolala potřebné podráždění, dále také délku trvání stimulačního impulsu. U svalu fáze stahu trvá v průměru 100 ms a fáze relaxace trvá asi 3 krát až 5 krát déle než fáze stahu. Stimulační frekvence je pro tetanický stav pro každý sval jiná.

Pro kosterní svalstvo se jeví jako optimální stimulační impuls o délce 64  $\mu$ s až 1,23 ms při těchto délkách stimulačních impulsu je potřeba minimální energie dráždění. Bylo zjištěno, že nejlépe jsou vnímány impulsy s frekvencí 1 Hz až 150 Hz, s délkou impulsu 700  $\mu$ s až 800  $\mu$ s a náběžnou hranou 25  $\mu$ s až 100  $\mu$ s, sestupnou hranou 600  $\mu$ s – 700  $\mu$ s. Pokud byly stimulační impulsy delší než 1 ms a v rozsahu 1 Hz – 20 Hz byly vnímány jako nepříjemné. Při stimulaci v rozmezí 10 Hz až 20 Hz nedochází ještě k tetanickému stahu, ale k jednotlivým svalovým záškubům. Při zvýšení stimulační frekvence na hranici 60 Hz už dochází k silné kontrakci a kolem frekvence 120 Hz nastává úplná kontrakce.

Amplituda stimulačního impulsu musí mít dostatečnou velikost tak, aby na daném svalu vyvolala požadovanou kontrakci, ale zároveň nesmí ohrozit stimulovanou osobu. Proto je horní mez stimulačního proudu stanovena na 50 mA při zátěži 500  $\Omega$  při frekvenčním rozsahu 0 Hz až 400 Hz. Pro vyvolání kontrakce by stimulační impuls měl mít zápornou polaritu. Norma dále stanovuje maximální efektivní proudovou hustotu na 2 mA/cm<sup>2</sup>.

Další oblastí je stimulace pomocí radiofrekvenčních stimulačních impulsů o nosné frekvenci 10 kHz s délkou neběžné hrany 25  $\mu$ s a s exponenciálním temenem o délce 975  $\mu$ s. Aplikované stimulační impulsy jsou zpravidla v rozmezí 1 mW až 8 mW, s frekvencí 1 Hz až 10 Hz, která má dráždit sympatický nerv a frekvence 25 Hz až 100 Hz, která má dráždit parasympatický nerv. V terapii se používají délky stimulace od 1 min do 30 min při jedné proceduře.

Intenzita stimulačního proudu je hodně subjektivní, proto se doporučuje ji upravit podle pocitů, které během stimulace stimulovaná osoba pociťuje. Při použití stimulační intenzity 10 mA až 20 mA se sval neunaví příliš rychle, jednotlivé kontrakce jsou příjemné, a z vizuálního hlediska jsou téměř neznatelné. Při dalším zvýšení intenzity na 20 mA až 30 mA jsou jednotlivé kontrakce viditelné a při určité stimulaci může docházet ke svalové únavě. Při této stimulaci nedochází k pohybu končetiny pouze ke svalovým záškubům. Kontrakce svalu jsou citelné při proudu nad 30 mA, při této stimulaci je vhodné danou končetinu fixovat, protože dochází k velkému pohybu končetiny. Při dalším zvýšení na 50 mA dochází k maximální kontrakci, ale zároveň tato stimulace nesmí být bolestivá. Pokud chceme používat takto vysokou stimulační intenzitu proudu, je třeba daný sval zahrát za použití nižších intenzit a poté přejít na maximální možnou intenzitu. Tyto hodnoty jsou brány jako orientační.

Při elektrické stimulaci může docházet k únavě díky tomu, že jsou stimulovány všechny motorické jednotky současně. To může způsobit rychlé unavení svalu, což lze minimalizovat tím, že doba kontrakce bude mnohem kratší, než doba relaxace. V literatuře se udává jako optimální poměr 1 s kontrakce a 5 s relaxace.



### 2.2.2 Místa stimulace

V praxi se používá bipolární pár elektrody pro jeden kanál stimulatoru. V žádném případě se nesmí působit na různé skupiny svalu na opačné straně těla. Důležitým faktem je, že svaly v podélném směru mají dvakrát menší odpor, než v příčném směru a to zejména v oblasti nízkých frekvencí. Při stimulaci v podélném směru stačí sval stimulovat mnohem menším výkonem stimulačního impulsu, tedy nižším proudem a tím se sníží riziko poranění elektrickým proudem.

Čím větší bude vzdálenost mezi elektrodami, tím větší bude objem stimulované tkáně. To platí pro povrch a hloubku stimulovaného objemu tkáně. S rostoucí vzdáleností stimulačních elektrod od sebe klesá intenzita stimulace tkáně, tzn. že při volbě většího rozestupu stimulačních elektrod sice danou oblast budeme prostorově a hloubkově stimulovat více, ale intenzita bude mnohem nižší a to díky impedanci tkáně dané oblasti. Aby se zvýšil stimulační účinek, musí se zvýšit maximální proud, tzn. větší odběr ze zdroje, čímž se bohužel sníží výdrž přístroje.

Pro vzdálenost mezi elektrodami platí, že nejlepší poměr plošné a hloubkové stimulace byl dosažen při rozestupu 5 – 15 cm. Při větší vzdálenosti než 15 cm dochází k velmi slabé stimulaci, která je nedostačující, ale je stimulováno do velké. Při menší vzdálenosti než 5 cm stimulujeme hlavně povrchové struktury, které jsou stimulovány silně.

[1, 4, 5, 6, 8, 9, 10]

### 2.2.3 Elektrody

Velikost elektrody by měla být stanovena podle toho, jakým maximálním proudem chceme stimulovat. Dle normy ČSN EN 60601-2-10 je stanovena maximální efektivní proudová hustota na 2 mA/cm<sup>2</sup> a maximální proudová hustota je 9 mA/cm<sup>2</sup>. Velikost elektrod musí být vhodně zvolena tak, aby došlo k požadované kontrakci nebo stimulaci daného nervu. Elektrody se dnes nejčastěji vyrábějí ve formě kruhu nebo obdélníku popřípadě čtverce.

[1, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10]

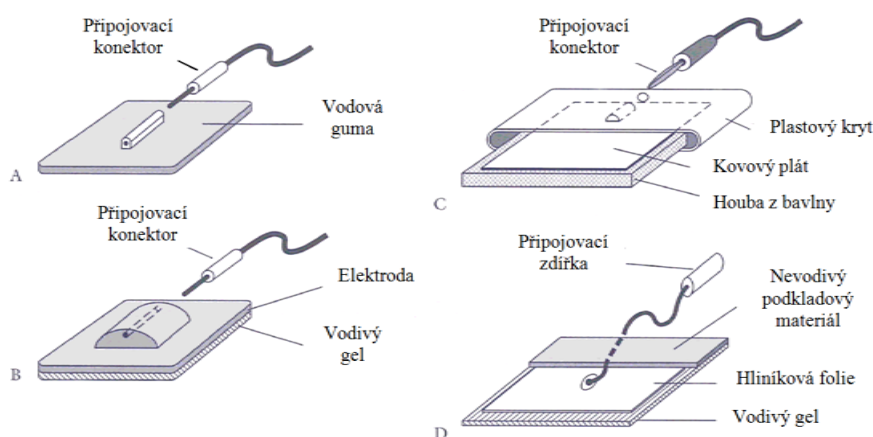
#### 2.2.3.1 Invazivní

Jako nejvhodnější materiál pro stimulační elektrody pro transkutánní aplikaci se používají vodivé polymery s náplní koloidní platiny, zlata, niklu, titanu. Vzdálenost mezi stimulačními elektrodami by se měla pohybovat v rozmezí 2 cm až 3 cm. Tyto elektrody jsou dnes méně využívány z důvodu nepříjemného pocitu. Dále je potřeba dané místo vpichu ošetřit dezinfekcí a je nutná znalost anatomie. Proto jsou vpichové elektrody pro domácí použití nevhodné. Invazivní elektrody se využívají hlavně při konkrétní stimulaci daného nervu nebo jednotlivých svalů.

[2, 3, 6]

### 2.2.3.2 Neinvazivní

Elektrody z flexibilní vodivé gumy jsou dnes používány nejčastěji a to hlavně díky tomu, že je možné opakovatelné použití. Tyto elektrody se dobře přizpůsobují povrchu, tím mají lepší kontakt s pokožkou a navíc k ještě lepšímu kontaktu se mezi elektrodou a pokožku aplikuje vodivý gel nebo se na elektrodu navleče navlhčená houbička. Elektrody se při aplikaci musí k pokožce připevnit buď náplastí nebo je vhodné použít elastický obvaz nebo elastický suchý zip, pro co nejlepší kontakt elektrody s pokožkou. Odpor těchto elektrod se pohybuje okolo 1 k $\Omega$ . Elektroda A je zobrazena na Obr. 2.8 skládá se pouze z vodivé gumy a kontaktu, na který se připojuje stimulační kabel. Velikost těchto elektrod se vyrábí v těchto velikostech: 4 cm x 6 cm, 6 cm x 8 cm, 6 cm x 12 cm. Čím bude elektroda větší, tím můžeme stimulovat větším proudem. Velikost elektrody se volí tak, ať je jejich plocha co největší s ohledem na jejich umístění a rozložení. Cena gumových flexibilních elektrod je v řádu stovek korun.



Obr. 2.8 Druhy elektrod pro myo-stimulaci. [13]

Elektroda B na Obr. 2.8 je oproti elektrodě A opatřena již z výroby vodivým gelem. Tyto elektrody jsou na jedno použití. I když někteří výrobci tyto elektrody doporučují používat až 30 krát, avšak pouze pro jednoho pacienta. Cena těchto elektrod je asi padesát korun. Z dlouhodobého hlediska jsou tyto elektrody neekonomické. Jejich výhodou je to, že daná elektroda se pouze nalepí na místo stimulace. Odpor těchto elektrod je nižší než u elektrod z flexibilní gumy. Tento typ elektrod se používá nejčastěji pro soukromé účely a mají tvar obdélníku, čtverce nebo kruhu, nejčastěji o rozměrech 5 cm x 5 cm nebo 5 cm x 10 cm (tyto větší elektrody mají dvě místa na připojení kabelu ke stimulaci).

Kovové elektrody nejsou schopny se přizpůsobit povrchu díky tomu, že obsahují kovový plát, ten je většinou z cínu nebo hliníku. Plastový kryt tuto elektrodu ještě více zpevní a zamezí mechanickému poškození elektrody. Další částí je houba z bavlny, která se před použitím namáčí do fyziologického roztoku, který sníží přechodový odpor. Kovové elektrody mají lepší vodivost než elektrody z flexibilní gumy. Velkou nevýhodou kovových elektrod je nulová tvárnost a s tím spojená malá pružnost, to snižuje styčnou plochu s pokožkou a snižuje výkon přenášeného signálu. Další nevýhodou je, že tyto elektrody se opotřebovávají rychleji než elektrody z vodivé gumy.

Elektroda D je v podstatě vylepšená elektroda C, kde místo plastového krytu je použitý pružný nevodivý materiál. Samotná elektroda je realizována hliníkovým plátem a místo houby z bavlny byl

použit vodivý gel pro lepší vodivost a lepší přizpůsobení pokožce. Nevýhodou je, že elektrody jsou na jedno použití, výhodou je ovšem nižší odpor než u elektrody C. Malá tvárnost a přizpůsobitelnost těchto elektrod snižuje jejich využitelnost.

[2, 3, 6, 8, 9, 10]

## **3 SOUČASNÝ STAV ELEKTRO MIOSTIMULACE**

### **3.1 Stimulace svalstva pro sportovní tréninkovou aktivitu**

Dnes je elektrická stimulace svalstva EMS rozšířena i mezi neprofesionální sportovce. Díky elektrické stimulaci svalstva se lze zaměřit pouze na danou svalovou skupinu, oproti tomu klasickým tréninkem se zapojí nejen hlavní cvičená svalová skupina, ale i pomocné svalové skupiny což je komplexnější metoda cvičení. Kombinací elektrické stimulace svalstva a tréninku umocní tréninkový efekt více než samotný trénink.

Mezi nejznámější firmy, které vyrábí sportovní svalové stimulatory patří Globus a Compex. Obecně je stimulator napájen z bateriového zdroje, který nese své výhody. Zobrazovací část je ve formě displeje s tlačítky, kde si lze zvolit libovolný program, který bude pro danou stimulovanou osobu nejvhodnější. Dále si lze regulovat intenzitu stimulace, tak aby bylo dosaženo tíženého efektu a byla stimulace byla příjemná. Stimulatory mají dnes většinou 4 až 6 kanálů. Většina přístrojů má stejný frekvenční rozsah od 0,3 Hz až do 150 Hz a intenzitě stimulačního proudu až 120 mA.

[5, 8, 9, 10, 11]

#### **3.1.1 Masážní**

Při elektrické stimulaci svalstva za cílem masáže a relaxace dané svalové partie je intenzita stimulačního proudu na co nejnižší úrovni tak, aby vyvolala myorelaxační účinek a intenzita je neprahově motorická. Tento myorelaxační účinek mají převážně frekvence kolem 180 Hz. Správnou volbou frekvence a intenzity lze blahodárně působit na danou oblast a tím zlepšit fyzický stav svalu a navodit pocit relaxace. Elektrická stimulace svalu může urychlit regenerační procesy a vyplavení kyseliny mléčné po výkonu.

[5, 8, 9, 10, 11]

#### **3.1.2 Systém pro hubnutí**

Tyto systémy využívají rovněž elektrickou stimulaci svalů (EMS) tato metoda hubnutí není zdaleka tak účinná jako komplexní cviky, které zároveň aktivují co největší počet svalových skupin. Možnosti EMS jsou v tom, že danou svalovou partii lze hlavně zpevnit a vytvarovat, druhotným je malý úbytek tuku. Aby EMS mělo hubnoucí efekt je potřeba stimulovat více svalových partií najednou a po delší dobu.

[5, 8, 9, 10, 11]

#### **3.1.3 Systém pro zvýšení výkonu**

Dnes se využívá elektrická stimulace svalů (EMS) u zdravých jedinců je využita na všech sportovních úrovních. Aplikací EMS může dojít k velkému zvětšení svalové síly. EMS nemůže plně nahradit klasický trénink, protože by stimulační impulzy měly takovou amplitudu, že by byly nesnesitelné.

né a velmi bolestivé. Pomocí EMS lze vyvolat pouze 20 % až 30 % z maximální volní kontrakce. Proto je důležité, brát EMS jako tréninkový doplněk k základnímu tréninku. Kombinací těchto dvou metod může dojít ke zlepšení výkonu např. ve skoku nebo sprintu. Výhodou EMS je jednodušší zaměření se na rychlá svalová vlákna, která lze aktivovat na nižších úrovních síly. Při normálním tréninku jsou tato vlákna aktivována až na vyšších úrovních síly, při maximálním úsilí a maximální rychlosti pohybu. EMS je přikládána větší váha při stavech po sportovním úrazu kdy fixovaná končetina má tendenci rychle atrofovat. Díky elektrické stimulaci svalu je umožněn rychlejší návrat k předešlé činnosti. Frekvence stimulačních impulzů se pohybuje kolem 50 Hz. Stimulační impuls by měl mít nastavenou hodnotu proudu nepřahově motorickou. Při těchto parametrech by účinek stimulace měl mít převážně charakter motorického dráždění a hyperemie.

[5, 8, 9, 10, 11]

## **3.2 Pohybová stimulace – rehabilitace**

### **3.2.1 EMS - Electrical Muscle Stimulation**

EMS pracuje s přímou elektrostimulací. Dnes je EMS hlavně využíván v rehabilitačních programech při poúrazových stavech pohybového aparátu, dále je EMS vhodný jako prevence svalové atrofie. EMS je dále využíváno i na formování postavy a zpevnění obličejové části, lze i zlepšit fyzickou zdatnost a tím i zlepšit kondici. Je možno volit zda EMS má stimulovat k intenzivní kontrakci svalů nebo k jemné stimulaci, která vytváří vibrace a ty působí relaxačně na sval.

Předností elektrické stimulace je přesné zaměření na konkrétní sval či svalovou skupinu svalů. EMS je dobrý způsob jak zregenerovat danou svalovou oblast, díky tomu že elektrická stimulace zvětší krevní oběh a tím i vylučování toxinů, které se nahromadily po sportovním výkonu. Další předností elektrické stimulace je zapojení jak rychlých tak pomalých svalů současně. Pomalá vlákna se používají při vytrvalostních sportech a rychlá vlákna jsou aktivována při pohybech, kde je potřeba vyvinout maximální sílu v maximální rychlosti. Zaměření tréninku na rychlá svalová vlákna je obtížné, ale díky EMS je to mnohem jednodušší.

Dnes se v EMS nejčastěji používají programy zahřátí, vytrvalost, posilování, maximální síla, výbušnost, regenerace a další.

EMS se také používá při stimulaci hladké svaloviny na střevní peristaltikum, poruchy svěračů močových cest a stěn močového měchýře nebo na svaly pánevního dna.

[5, 8, 9, 10, 11]

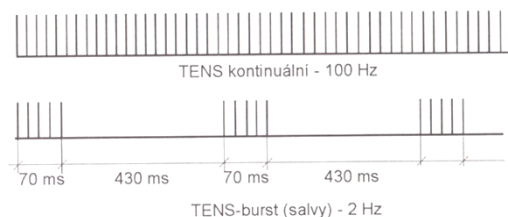
### **3.2.2 Elektroanalgezie**

Do této oblasti spadá metoda transkutánní elektroneurostimulace TENS a další metody elektroanalgesie jako například diadynamické proudy, interferenční a Träbertovy proudy.

[5, 8, 9, 10, 11]

### 3.2.2.1 TENS - (Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation)

Na rozdíl od EMS je metoda TENS založena na nepřímé elektrické stimulaci. Cílem TENS je zmírnění nebo dokonce kompletní potlačení bolesti. Tato metoda pozitivně ovlivňuje bolest působením na mozkové endorfiny, ale uvolňuje i svalová ztuhnutí při léčbě chorob pohybného ústrojí. Stimulační impuls je v rozsahu 0,01 – 0,75 ms o frekvenci v rozsahu 1 – 250 Hz. Elektrody se přikládají na místo bolesti, nad nerv inervující danou oblast a na akupunkturní bod příslušné oblasti. Při dráždění nervové tkáně dochází k dráždění na více úrovních nervového systému.



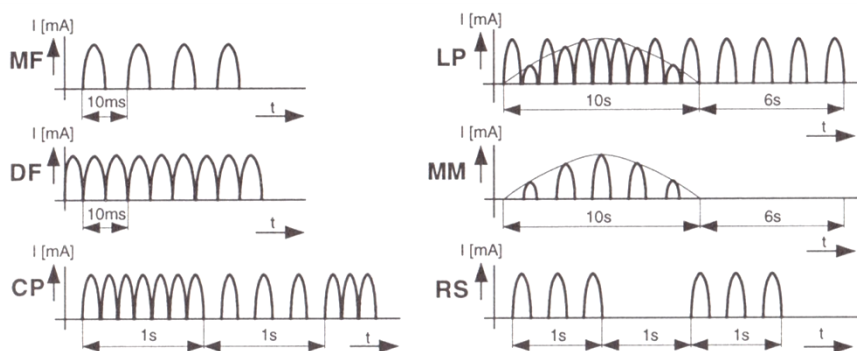
Obr. 3.1 Příklad TENS stimulace. [10]

Indikace jsou bolesti páteře, bolesti hlavy a pohybového ústrojí, bolest kloubů a šlach, bolest po amputaci končetiny. Malý výskyt kontraindikací, mezi které patří zánět kůže, implantabilní kardiostimulátor nebo defibrilátor.

[5, 8, 9, 10, 11]

### 3.2.2.2 Diadynamické proudy

Diadynamické proudy jsou také známy pod názvem Bernardovy proudy, tyto proudy jsou složeny z galvanické složky a impulsní složky s frekvencí 50 Hz nebo 100 Hz. Tyto proudy mají hyperemizační a analgetický ale také i relaxační účinek.



Obr. 3.2 Tvary diadynamických proudů. [5]

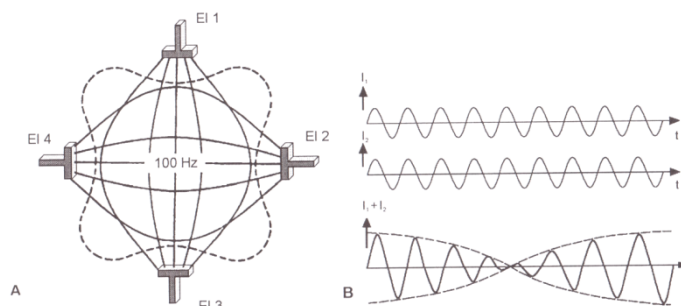
Aplikace proudu je závislá na konstituci pacienta a na jeho obtížích. Pro aplikaci elektrod se nejprve nastaví intenzita galvanického proudu 1 až 3 mA a dále se nastaví dynamogenní složka, která se zvyšuje z počátečních 3 mA po prvních 30 s, na snesitelnou hranici do 12 mA. Tyto proudy jsou aplikovány nejčastěji 3 až 5 min. Maximální doba jedné aplikace je stanovena na 12 min. Po uplynutí 6 min je žádoucí, aby dané elektrody byly přepólovány pro galvanickou složku.

Indikace při poúrazových stavech, chorobách pohybového ustrojí, poruchách prokrvení, migréně. Kontraindikace je tromboflebitida, tuberkulóza a nádorové tkáně v místě aplikace.

[5, 8, 9, 10, 11]

### 3.2.2.3 Interferenční proudy

Je založena na principu interference dvou střídavých proudů přímo v dané oblasti působení na pacienta. Jeden ze zdrojů má pevně danou frekvenci nejčastěji na 5 kHz a další má frekvenci proměnlivou např. od 5,0 do 5,1 kHz. Interferencí těchto proudů vznikne amplitudová i frekvenční modulace signálu od 0 do 100 Hz. Účinky těchto proudů jsou podobné s proudy diadynamickými. Interferenční proudy se používají u pacientů s chronickým onemocněním, diadynamické proudy se naopak nejčastěji používají při akutních a úrazových stavech. Pro aplikaci se používají čtyři přísavné vakuové elektrody, kdy doba aplikace je od 5 do 15 min. A opakování této procedury je zpravidla 10 – 12 krát. Díky tomu, že elektrody vytváří podtlak, tak působí na danou oblast jako podtlaková masáž.



Obr. 3.3 Princip interferenčních proudů. [5]

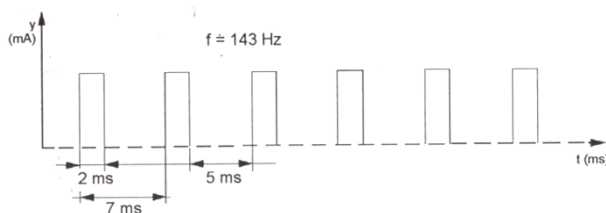
Indikace při chronickém zánětu a degenerativní revmatické chorobě, neurologii, poruše prokrvení. Kontraindikace jsou záněty kůže, záněty žil, krvácení nebo roztroušená skleróza.

[5, 8, 9, 10, 11]

### 3.2.2.4 Träbertův proud

Jedná se o proud o frekvenci 143 Hz. Jsou to pravoúhlé impulsy s periodou 7 ms a dobou impulsu 2 ms. Träbertův proud má analgetický a hyperemizační (překrvovací) účinek. Intenzita stimulačního proudu je nastavena na hranici únosnosti daného pacienta. Indikace při revmatických a ortopedických problémech, dále se využívá v lázeňské praxi. V praxi lze dosáhnout výrazných protibolestivých účinků, často již po první aplikaci.

[5, 8, 9, 10, 11]



Obr. 3.4 Příklad TENS stimulace [10]

## 4 LEGISLATIVA

Návrh a realizace přístroje pro myostimulaci probíhala podle níže uvedené, platné české normy. Byla snaha tuto normu v co nejvíce bodech splnit.

Jedná se hlavně to normu- ČSN EN 60601-2-10 Zdravotnické elektrické přístroje - Část 2-10: Zvláštní požadavky na bezpečnost nervových a svalových stimulátorů

Výstup přístroje schopný dodávat efektivní hodnoty 10 mA nebo 10 V v časovém úseku 5 s, musí být v blízkosti připojení elektrod obrázek trojúhelníku s vykřičníkem uprostřed.

Průvodní dokumentace musí obsahovat návod k použití, informace o tvaru výstupního impulsu, trvání impulsu, opakovací frekvenci, maximální amplitudu výstupního napětí nebo proudu, při dané zátěži. Dále doporučenou velikost elektrod a metody použití elektrod a jejich rozmístění. Další důležité upozornění pro pacienty s implantovaným elektro zařízením např. kardiostimulátorem. Současné připojení pacienta k vysokofrekvenčnímu chirurgickému přístroji a myostimulátoru může způsobit spáleniny v místě elektrod a poškození stimulátoru. Další upozornění, že proudové hustoty o efektivní hodnotě přesahující 2 mA/cm<sup>2</sup> mohou u jakýchkoliv elektrod vyžadovat zvýšenou pozornost pacienta.

Při selhání lidského činitele musí stimulátor být navržen tak, aby činnost s rozpojenými či zkratovanými elektrodami nesnížila schopnost přístroje splňovat požadavky této normy. Test je prováděn tak, že je pomocí ovládacího prvku nastavena maximální amplituda a jednotlivé elektrody jsou ponechány rozpojeny po dobu 10 min a následně zkratovány po dobu 5 min. Po této zkoušce musí přístroj splňovat požadavky této normy.

Pro přesnost provozních údajů je třeba zajistit ovládací prvek výstupní amplitudy, který bude řídit výstup stimulátoru od minima do maxima plynule, nebo po diskretních přírůstcích nepřesahujících 1 mA nebo 1 V. Trvání impulsu hodnoty opakovacích kmitočtů a amplitudy včetně jakékoliv stejnosměrné složky, nesmí při zatěžovací impedanci v rozsahu uvedeném v dokumentaci, mít odchylku větší než  $\pm 30\%$ . Odchylky napájecího napětí  $\pm 10\%$  nesmí ovlivnit výstupní amplitudu, trvání impulsu nebo opakovací kmitočet impulsu stimulátoru o více jak  $\pm 10\%$ .

Blokování výstupu je potřeba zajisti tehdy, když výstupní efektivní hodnota přesáhne 10 mA a 10 V a musí být navrženo tak, že výstup nesmí být aktivován, pokud nejsou ovládací prvky výstupní amplitudy nastaveny do své minimální hodnoty.

Výstupní indikátor, ve formě světelné signalizace, která musí mít žlutou barvu, musí být u všech přístrojů se zatěžovací impedancí 1000  $\Omega$  a efektivní hodnotě přesahující 10 mA nebo 10 V, nebo impulzy s energií jednoho impulsu převyšující 10 mJ.

Omezení výstupních parametrů při zatěžovacím odporu 500  $\Omega$  nesmí výstupní proud přesáhnout hodnoty viz. Tab. 4.1.

Tab. 4.1 Přípustných proudů pro dané frekvence. [7]

Kmitočet	Přípustná efektivní hodnota
stejnoseměrná složka	80 mA
$\leq 400$ Hz	50 mA
$\geq 1500$ Hz	80 mA
$> 1500$ Hz	100 mA



Pro trvání impulzu méně než 100 ms a při impedanci 500  $\Omega$  nesmí energie jednoho impulzu převyšovat hodnotu 300 mJ. Při vyšších hodnotách trvání impulzu, platí výše uvedená přípustná hodnota proudu pro stejnosměrnou složku. V rozpojeném stavu obvodu nesmí na výstupu vrcholová hodnota napětí přesahovat 500 V.

Příložené části musí být odděleny proto, aby se zamezilo nežádoucím proudovým cestám pacientem v důsledku kapacity nebo možného vodivého spojení se zemí.

Při selhání lidského činitele se stimulátor nesmí stát nebezpečným, jestliže je výstup nechtěně zapnutý s rozpojenými nebo zkratovanými elektrodami, i když je takový provoz považován za nesprávný.

Přesnost provozních údajů je velice důležitá i malý přírůstek výstupní amplitudy může u pacienta způsobit nepříjemný stimul. Ovládací prvek, který umožňuje plynule regulovat výstupní amplitudu nebo ji měnit po malých krocích, se považuje za významný bezpečnostní prvek. Omezení výkonu na minimální hodnotu pomocí ovládacího prvku výstupu umožní pacientu zahájit léčbu od nízké intenzity výstupního signálu.

Přesnost  $\pm 30\%$  se považuje za přiměřenou, která poskytuje danou bezpečnost pro terapeutickou aplikaci, protože dané hodnoty jsou zvolené dle subjektivních pocitů pacienta.

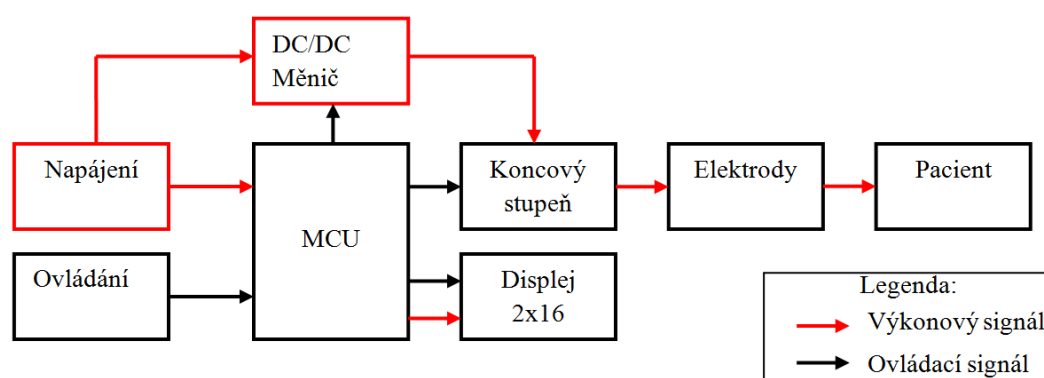
[7]

## 5 NÁVRH SYSTÉMEU PRO STIMULACI A RELAXACI SVALSTVA

### 5.1 Blokový návrh systému

Cílem bylo navrhnout funkční systém pro stimulaci a relaxaci svalstva. Při návrhu bylo přihlíženo na normu ČSN EN 60601-2-10 kde je přesně definováno, jaký proud může téct pacientem při dané frekvenci. Pro tyto účely je stanoven limit proudu na 50 mA při zátěži 500  $\Omega$  a frekvenci do 400 Hz. Dalším důležitým parametrem je ovládání výstupního výkonu. Při každém zapnutí se musí výstupní výkon nastavit na minimum. Navržený stimulátor svalstva musí splňovat výše zmíněné parametry pro bezpečné použití v praxi. Při návrhu byl kladen důraz na rozměry celého zařízení tak, aby bylo kompaktní a dále na jednoduché a intuitivní ovládání.

Obrázek (Obr. 5.1) zobrazuje návrh blokového schématu pro systém stimulace a relaxace svalstva. Na základě nastudované technické literatury a jiných zdrojů bylo navrženo toto blokové schéma.



Obr. 5.1 Blokové schéma navrženého svalového stimulátoru.

V první části je potřeba se rozmyslet zda se přístroj bude napájet bateriově nebo pomocí síťového napájecího adaptéru. Při napájení ze síťového napájecího adaptéru je největším rizikem to, že při poruše přístroje se může napětí ze sítě dostat až k pacientovi, což je nepřijatelné. Proto se v tomto případě používá galvanické oddělení patientské části a napájecí části a to buď pomocí oddělovacího transformátoru, nebo použitím optočlenů. Při napájení ze sítě není omezení výdrží baterií, proto se napájení ze sítě využívá hlavně u přístrojů v nemocničním prostředí, kde je mnohem větší a četnější použití přístroje. Bateriově napájené přístroje jsou hlavně omezeny životností a výdrží baterií, ale nabízejí mnohem větší prostor pro jejich použití. Pokud je přístroj napájen bateriovým zdrojem, není třeba klást tak velké nároky na galvanické oddělení, většinou se bere v úvahu, že baterie při zkratu na rozdíl od napájecí sítě, není schopna dodávat tak velký zkratový proud. Bateriové napájení má smysl tehdy, je-li příkon daného lékařského přístroje v jednotkách či desítkách wattů. Protože svalový stimulátor bude navržen tak, aby měl příkon co nejmenší, tak je možné jej napájet z baterie. Dále je rozhodující zda se použijí baterie typu AA nebo AAA a následně je sériově pospojovat tak, aby bylo dosaženo většího napětí, se kterým se bude následně lépe pracovat. V úvahu připadá napájet přípravky tužkovými bate-

riemi typu AA, při potřebě minimálního napájecího napětí 5 V pro mikrokontrolér. Nevýhoda je, že držák na 5 ks baterií se nevyrábí, je pouze v provedení na 6 ks baterií. Další varianta je použít lithium-polymerový článěk, který má největší hustotu výkonu v porovnání s ostatními druhy baterií. Jeho velkou nevýhodou je však velké riziko výbuchu při poruše jejich pouzdra, kdy se obsah článku dostane na vzduch a tak dojde k vzplanutí obsahu článku a vznícení celého přístroje, proto ani tento typ není vhodné použít. Jako nejvhodnější varianta se jeví použití baterie 9 V. Tímto lze také získat malé rozměry napájecího zdroje, tento zdroj ale nemá dostatečnou kapacitu a není schopen dlouhodobě dávat větší proud, který je potřeba pro DC /DC měnič. V tomto případě bude nejlepší použít jako napájecí zdroj baterie typu AA, které jsou schopny dávat větší proud a mají dostatečnou výkonovou hustotu. Pro realizaci se tedy využije šesti sériově zapojených baretií typu AA, které poskytnou napětí 7,2 V.

Mezi další důležité části patří blok, který bude vše ovládat. Tento blok je většinou tvořen částí, která bude generovat a tvarovat daný stimulační signál, jenž bude stimulovat danou svalovou partii. U starších typů myostimulátorů byly používány logické obvody typu TTL nebo CMOS, kde byl realizován obvod zvlášť, např. generátor impulzů, obvod pro volbu programu, obvod pro nastavení doby tetanizace, obvod pro nastavení frekvence atd. Dnes se je většina lékařských přístrojů řízena jednodušším počítačem, který dokáže nahradit spoustu obvodů. Je mnohem rychlejší a má velké možnosti v softwarovém řešení. Většinu funkcí lze v mikrokontroléru naprogramovat. Mikrokontrolér dnes nachází uplatnění ve většině oborů, díky své vysoké integraci součástek a tím kompaktnímu rozměru a v neposlední řadě díky výpočetnímu výkonu. Díky integraci všech součástek do jednoho čipu se minimalizují výkonové ztráty.

Ovládaní bude realizováno pomocí tlačítek, díky kterým se bude svalový stimulátor ovládat, dále spínač pro zapnutí nebo vypnutí svalového stimulátoru. Tlačítka byla zvolena z toho důvodu, že je kladen důraz na co největší životnost ovládaných prvků, které mají pouze dva stavy- sepnuto a rozepnuto. Při spínání může docházet k zákmitům, ale ty lze ošetřit softwarově. Použití potenciometru nepřichází v úvahu, protože mají nižší životnost, navíc při otáčení vytváří malý šum.

Pro svalovou stimulaci je důležité, aby stimulační impuls měl dostatečné napětí, takové aby se stimulovaly svaly o dané intenzitě proudu. Většina elektrostimulátorů je napájena bateriově, proto se zde využívají zvyšující měniče, které z několika voltů výrobí až desítky voltů při účinnosti 60 % až 90%. K tomuto účelu se dnes využívají integrované měniče s, nebo bez pomocné akumulární cívky, dále ke zvýšení střídavého napětí se používají transformátory. Při malých rozměrech trafa se nedosahuje tak vysoké účinnosti a schopnost přenést výkon je taky malý, proto se používají spínané zdroje. Jejich konstrukce je ale mnohem složitější a jejich účinnost mnohem vyšší než u klasického trafa. Integrované měniče pro bateriové zdroje jsou, ale pro požadavky navrhovaného přístroje je výběr hodně zúžen, protože většina integrovaných DC /DC měničů potřebuje větší napájecí napětí, což u bateriově napájeného přístroje není. Většinou lze vidět u profesionálních elektrických stimulátorů napájení pomocí 1 až 4 akumulátorů typu AA. Jako rozumný kompromis se jeví násobič napětí realizovaný pomocí diod a kondenzátorů. Tento se nejlépe hodí pro bateriově napájené přístroje a to díky své jednoduchosti a minimálním ztrátám. Z napájecího bloku tedy lze pomocí DC /DC zvyšujícího měniče získat několikrát větší napětí, které už bude dostačující pro svalovou stimulaci, protože pokožka a další vrstvy pod ní jsou špatným vodičem. Při stimulaci nízkým napětím se stimulační impuls nedostane ke svalu.

Koncový stupeň bude navržen tak, aby bylo možné spínat napětí z DC /DC měniče. Pomocí mikrokontroleru, který bude posílat ovládací signál do koncového stupně a ten v závislosti na něm jej bude ovládat. Hlavní funkcí koncového stupně bude spínání v daných časových intervalech a druhým úkolem bude ovládnutí polarity stimulačního impulsu. Tyto dvě hlavní funkce koncového stupně budou ovládány přes mikrokontrolér. U koncového stupně může být použito operačního zesilovače, dále bipolárních nebo unipolárních tranzistorů. Bipolární tranzistory ke své činnosti potřebují proud tekoucí do báze. Proto pro bipolární tranzistory je vstupní veličinou proud. To neumožňuje vysokou integraci kvůli vzniklému teplu. Unipolární tranzistory se řídí pomocí napětí. Vstupním obvodem neteče proud, proto jsou tyto tranzistory řízeny polem. Řídící elektrodou teče velmi malý proud ekvivalentní proudu tekoucímu přes diodu v závěrném směru nebo proudu řídící elektrodou, který je ještě menší, protože je daná elektroda izolována vrstvou  $\text{SiO}_2$ . Druhy unipolárních tranzistorů jsou JFET a MOSFET. Velkou výhodou těchto tranzistorů je ještě menší ztráta při spínání než při použití bipolárních tranzistorů. Koncový stupeň bude realizován pomocí tranzistorů, které mají tu výhodu, že mají velký zesilovací činitel v řádu stovek, a tím může bázi téct malý proud, který neovlivní mikrokontrolér.

Blok displej bude sloužit k zobrazení, jaký stimulační program právě probíhá a dále bude zobrazovat čas do konce stimulace a intenzitu stimulačních impulsů tak, aby uživatel měl přehled, kolik času mu zbývá do konce programu. Ve starších stimulátorech byly používány sedmi segmentové displeje, které měly velkou spotřebu oproti dnešním LCD displejům. Další výhodou LCD displejů je větší možnosti zobrazení různých znaků, dále je možno si vybrat displej s řadičem nebo bez něj. Displeje s řadičem mají tu výhodu, že jednotlivé body na displeji rozsvěcuje řadič, do kterého přichází informace z mikrokontroleru. V blokovém návrhu bude použit alfanumerický LCD displej, který pro daný účel bude plně dostačující.

Blok elektrody tvoří podstatnou část svalového stimulatoru, protože jejich úkol je co nejlépe stimulační impuls dopravit do stimulovaného svalu. Elektrody, které jsou v přímém kontaktu s pacientem, je třeba vhodně zvolit jejich velikost s ohledem na stimulovanou svalovou partii a intenzitu stimulačního impulsu.

Posledním z bloků je blok pacient. Je třeba zajistit a připravit pacienta na stimulaci a s tím související poučení pacienta, jak by se měl chovat při stimulaci.

Návrh základních parametrů pro svalový stimulator je zobrazen v tabulce Tab. 5.1.

Tab. 5.1 Návrh souhrnných parametrů stimulatoru.

Název parametru	Hodnota
Napájení bateriové:	6 x 1,2V AA
Maximální stimulační proud při $R_z=500\Omega$ :	50mA
Frekvence stimulačních impulsů:	30 - 150Hz
Délka stimulačního impulsu:	200 $\mu$ s
Programy:	Síla, Relaxace
Počet stimulačních kanálů:	4
Typ stimulačního impulsu:	Bifázové

## 5.2 Návrh zdroje

Pro napájení celého svalového stimulatoru byl zvolen bateriový zdroj, který bude realizován pomocí článku v provedení AA (válcová) a typu Ni – MH (nikl- metalhydridovými). Zvolené baterie GP AA NiMH 2700 mAh. Tyto baterie (6 ks) budou spojeny sériově a celkové dodané napětí bude 7,2 V. Baterie mají možnost znovu nabíjení, přičemž výrobce udává, že baterie by měla vydržet minimálně 500 až 1000 cyklů nabíjení při dodržení nabíjecího proudu 250 mA po dobu 16 hodin při teplotě okolí 20°C. Dále výrobce uvádí, že typicky mají tyto baterie kapacitu 2600 mAh, což je pořád dostatečná kapacita. Plně nabitá baterie má napětí 1,2 V. S klesajícím napětím na baterii klesá i možnost odebírání proudu, až se baterie vybijí na hodnotu 0,9 V, tak je pro daný účel nepoužitelná a to ze dvou důvodů- první je, že nedokáže poskytnout daný proud a druhým je ten, že napětí poklesne, až na takovou úroveň, že při 6 bateriích bude napětí na těchto bateriích pouze 5,4 V, což nebude postačovat pro napájení mikrokontroleru, který potřebuje stabilizovaných 5 V. Dalším problémem je to, že stabilizátor potřebuje pro svou funkci větší napětí, než které má stabilizovat. Baterie má pracovní teplotu v rozmezí -20 až 50 stupňů což je splněno, neboť předpokládané používání myostimulátoru je při pokojové teplotě 25°C. Dalším méně důležitým parametrem u napájecího zdroje je jeho hmotnost. Hmotnost jedné baterie je 31,5 g při 6 bateriích je hmotnost 189 g což je přijatelné.

Níže je uveden výpočet maximálního požadovaného výstupního výkonu za DC /DC měničem při maximální elektrické stimulaci a výstupní stimulační amplitudě  $U_{OUT} = 40$  V a stimulačním proudem  $I_{OUT} = 0,04$  A při zatěžovacím odporu  $R_Z = 1$  k $\Omega$ .

$$P_{OUT} = I_{OUT} \times U_{OUT} = 0,04 \times 40 = 1,6 \text{ W}$$

Je zvolena reálná účinnost 80% DC /DC měniče, což bude výchozí hodnota pro výpočet odebíraného proudu  $I_{IN}$  ze zdroje  $U_{IN} = 7,2$ V. Účinnost je definována jako poměr výstupního výkonu  $P_{OUT}$  [W] a vstupního příkonu  $P_{IN}$  [W].

$$\eta = P_{OUT} \times \frac{100}{P_{IN}} [\%] \rightarrow P_{IN} = P_{OUT} \times \frac{100}{\eta} = 1,6 \times \frac{100}{80} = 2 \text{ W}$$

Při účinnosti 80% bude mít DC /DC měnič příkon 2W. Tento výkon může baterie typu AA bez problému dodávat.

Výpočet odebíraného proudu z šesti baterií spojených sériově je  $U_{IN} = 7,2$ V

$$I_{IN} = \frac{P_{OUT}}{U_{IN}} = \frac{2}{7,2} = 0,27777 \cong 278 \text{ mA}$$

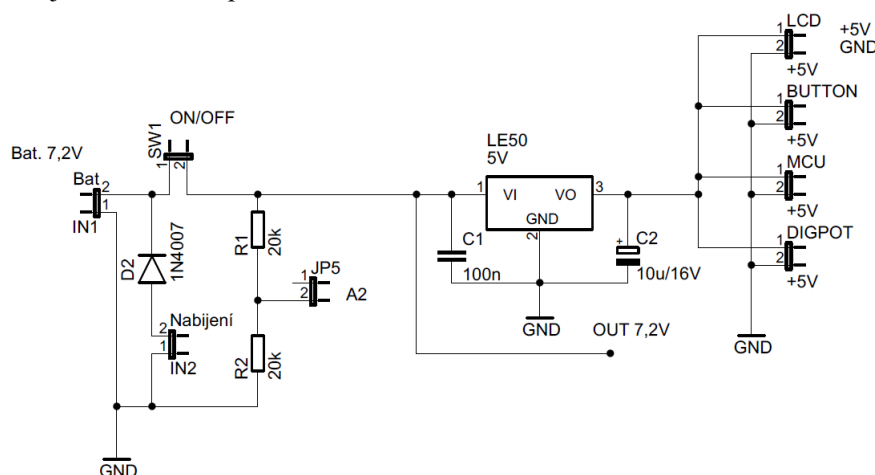
Proud odebíraný ze zdroje  $U_{IN} = 7,2$ V při maximálním zatížení bude 278 mA a to při maximální účinnosti měniče 80%.

Výpočet orientační výdrže baterie při maximálním zatížení, kdy je odebírán proud  $I_{IN} = 278$  mA při napětí  $U_{IN} = 7,2$ V. Při kapacitě akumulátoru 2600mAh.

$$V_{\text{drž baterie}} = \frac{\text{kapacita akumulátoru}}{I_{IN}} = \frac{2,6}{0,278} = 9,3 \text{ hodin}$$

Orientační výdrž baterie při odebíraném proudu 278 mA je 9,3 hodiny, kdy není bráno v úvahu to, že napětí na baterii při vybití klesne. Tento výpočet je pouze orientační, baterie se totiž vybíjí nelineárně a tato nelinearita je závislá také na zatěžovacím odporu, kterým teče odebíraný proud ze zdroje. Jako konečné napětí baterie je stanovena hodnota 5,4 V. Při dalším vybití už baterie není schopna dodávat potřebný proud. Výrobce udává, že při vybíjecím proud 250 mA baterie vydrží, až 10,8 hodin při konečném napětí 0,9 V na článku.

Při reálném testování baterií bylo zjištěno, že baterie disponují kapacitou 2320 mAh a to při vybíjecím proudu 500 mA. Baterie vydržely dodávat konstantní proud po dobu 262 minut při konečném napětí 6,54V. Výdrž je dostatečná i při extrémním zatížením.



Obr. 5.2 Návrh bloku napájení.

Blok napájení bude pracovat s napětím 6 x 1,2 V. Odpor  $R_1$  a  $R_2$  slouží jako napěťový dělič, na kterém bude vždy polovina napětí z napětí, které bude přivedeno na IN1. Hodnoty odporu byly zvoleny tak, aby co nejméně zatěžovaly zdroj, a zároveň velká hodnota odporu slouží jako ochrana proti tomu, aby na pin A2 netekl příliš velký proud.  $R_1$  byl zvolen odpor o hodnotě 27 kΩ. Výpočet proudu  $I_{R1}$  :

$$I_{R1} = \frac{U_{IN1} - U_{R2}}{R_1} = \frac{7,2 - 3,6}{27000} = 0,0001333A \approx 133 \mu A$$

Velikost proudu, který teče přes rezistor  $R_1$  do pinu A2, který je připojen k mikrokontroléru je bezpečný pro jeho vstup. Díky tomuto děliči lze měřit napětí na baterii. Dělič byl použit z toho důvodu, že daný mikrokontrolér má na analogovém vstupu maximální povolené napětí 5 V. Pokud bude na děliči napětí vyšší než 2,7 V tak se tato hodnota vyhodnotí pomocí mikrokontroléru. V tomto případě bude stav baterie v pořádku a program bude mít přístupnou stimulaci. Pokud klesne napětí na děliči pod 2,7 V tak mikrokontrolér zaznamená pokles napětí na děliči. Na displeji se zobrazí signalizace: *baterie je vybitá*.

Pro nabíjení baterií bude sloužit vstup IN2 kde je přidána ochranná dioda 1N4007 proti přepólování. Při nabíjení je důležité dodržet podmínku, že SW1 musí být v poloze vypnuto a poté se můžou dát nabíjet baterie. Parametry nabíjení jsou 7,2 V a nabíjecí proud 270 mA pro šetrné nabíjení, které méně zatěžuje baterie. Nebo lze baterie nabíjet v rychlo režimu 1,27 A, což jejich životnost ale zkracuje.

Další částí je lineární regulátor LE50 s výstupním napětím 5 V při maximálním trvalém proudu 100 mA. Tento obvod je v pouzdře TO92 má v sobě integrovanou ochranu proti přehřátí a také interní proudovou ochranu. Velkou výhodou tohoto obvodu je velmi nízký proud tekoucí nulovým pinem pouze 0,5 až 1,5 mA, který zajistí stabilitu obvodu. Dále má tento obvod velmi nízký úbytek napětí pouze 0,2 V, což je velkým přínosem a díky tomu je možné minimalizovat ztráty. Obvod pro svou správnou funkci potřebuje na vstupu napětí větší o 0,2 V, tudíž teoreticky lze baterie vybíjet až na hodnotu 5,2 V. Při tomto vybití ale nejsou schopny baterie dodávat daný proud pro DC /DC měnič. Daná mezní hodnota napětí na zdroji je 5,4 V, což bude splněno s rezervou. Kondenzátor C1 je keramický a slouží k tomu, aby se vstup LE50 nerozkmital ve vysokofrekvenční oblasti od 500 kHz do 3 MHz. Tato kapacita 100 nF musí být umístěna, co nejbližše integrovanému obvodu jinak ztrácí svůj význam. Kapacita C2 slouží k vyhlazení výstupního napětí tak, aby bylo co nejméně zvlněné. Proto byl použit elektrolytický kondenzátor, který se pro tuto aplikaci hodí nejlépe. Na výstupech MCU, BUTTON a LCD lze vidět, že je připraveno 5 V pro napájení. Výpočet ztrátového výkonu na lineárním regulátoru napětí EL50 při stabilizovaných 5 V a maximálním odběru 100 mA ze zdroje 7,2 V:

$$P_{LE50} = (U_{baterie} - U_{stab.}) \times I_{max} = (7,2 - 5) \times 0,1 = 0,22 \text{ W}$$

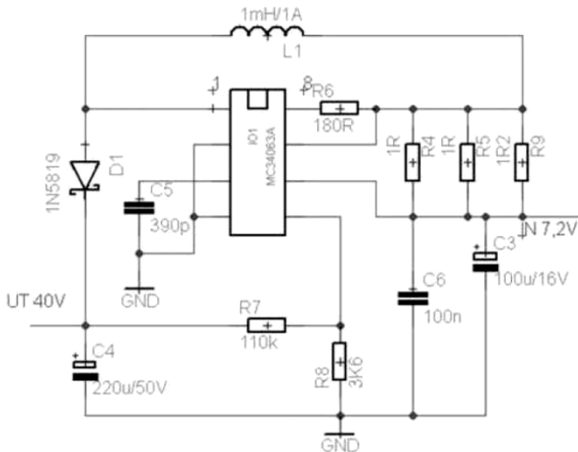
Ztrátový výkon při plně nabitě baterii a maximálním odběru bude pouze 0,22 W. Tato hodnota je přijatelná a dané pouzdro je schopno tento výkon uchladit. V praktickém provozu je počítáno s maximálním odběrem z lineárního stabilizátoru 63 mA. Při proudovém odběru se výkonová ztráta dostane na hodnotu 138 mW.

## 5.3 Návrh DC/DC měniče

### 5.3.1 DC/DC měnič MC34063A

Pro návrh byl použit integrovaný obvod MC34063A, který se hodí pro DC/DC měnič typu Step-Up, což je zvyšující měnič. Tento obvod je v pouzdře DIP8 s provozní teplotou 0 až +70°C. Teplota je vyhovující, neboť se předpokládá pracovní teplotu kolem +25°C. Důležité je, že obvod má rozsah vstupního napětí 3 V až 40 V, což je splněno, neboť maximálně nabitá baterie má 7,2 V a maximálně vybitá má 5,4 V. Dále vnitřní oscilátor je schopen pracovat až do 100 kHz, což umožní zmenšit indukčnost a vyhlazovací kondenzátory. Obvod obsahuje teplotně stálou napěťovou referenci, komparátor, oscilátor s proměnnou střídou a s aktivním omezením proudu a výstupní výkonový spínač. Další podmínky pro správnou funkci jsou, aby výstupní proud byl menší než 1,5 A v tomto případě je podmínka splněna s obrovskou rezervou, neboť se proud bude pohybovat maximálně na hodnotě 50 mA na výstupu DC/DC měniče. Původní schémata jsou převzata z datasheetu a application notes

MC34063. Pro správnou funkci musí měnič pracovat v režimu "continuous" to znamená, že proud indukčnosti L1 teče neustále, což se dá splnit tak, že hodnota vypočtené indukčnosti bude menší, než skutečná indukčnost tlumivky. Dále je doporučeno použít, co největší tlumivku, což pomůže k lepšímu proudovému zatížení.



Obr. 5.3 Návrh DC – DC měniče.

Při návrhu tohoto DC – DC měniče bylo zvoleno napájecí napětí  $U_{IN} = 7,2 \text{ V}$  a minimální napájecí napětí  $U_{IN(min)} = 5 \text{ V}$ . Dále výstupní napětí  $U_{OUT} = 40 \text{ V}$  při maximálním proudu  $I_{out} = 0,05 \text{ A}$ . Frekvence vnitřního oscilátoru byla zvolena na  $f = 100 \text{ kHz}$ , čím bude frekvence větší, tím lze zvolit nižší hodnoty vyhlazovacího kondenzátoru a akumulací cívky. Dále bylo zvoleno zvlnění výstupu  $U_{ripple} = 0,02 \text{ V}$

Výpočet časového poměru  $t_{on}$  k  $t_{off}$  pomocí kterého se dále vypočte čas  $t_{on}$ , kdy je vnitřní výkonový prvek sepnutý. Napětí  $U_f = 0,4$  V je napětí na diodě D1 a  $U_{sat} = 0,5$  V je to napětí na výstupním tranzistoru, který je v obvodu MC34063A při spínání.

$$\frac{t_{on}}{t_{off}} = \frac{U_{out} + U_F - U_{IN(min)}}{U_{IN(min)} - U_{sat}} = \frac{40 + 0,4 - 5}{5 - 0,5} = 7,866$$

Dále je vypočten celkový čas  $t_{on} + t_{off}$ . V tomto případě se jedná o periodu, s jakou se bude opakovat spínání výstupního tranzistoru,  $f = 100 \text{ kHz}$ .

$$t_{on} + t_{off} = \frac{1}{f} = \frac{1}{100000} = 0,00001 \text{ s} = 10 \mu\text{s}$$

Perioda je 10  $\mu$ s. Pomocí vypočtené periody se vypočte čas  $t_{\text{off}}$ , kdy je výstupní tranzistor vypnutý.

$$t_{off} = \frac{t_{on} + t_{off}}{\frac{t_{on}}{t_{off}} + 1} = \frac{10 \times 10^{-6}}{7,866 + 1} = 0,000001127 \text{ s} = 1,127 \mu\text{s}$$

Čas kdy je výstupní tranzistor uzavřen je  $t_{\text{off}} = 1,127 \mu\text{s}$ . Výpočet  $t_{\text{on}}$  kdy je výstupní tranzistor otevřen.



$$t_{on} = (t_{on} + t_{off}) - t_{off} = 10 \times 10^{-6} - 1,127 \times 10^{-6} = 8,873 \times 10^{-6} s = 8,873 \mu s$$

Dále se vypočte velikost kapacity C5, kde bude využito keramického kondenzátoru a bude použita vypočtená hodnota  $t_{on} = 8,873 \mu s$ .

$$C5 = 4 \times 10^{-5} \times t_{on} = 4 \times 10^{-5} - 8,873 \times 10^{-6} = 354,92 \times 10^{-12} F \cong^{E12} 390 pF$$

Tento keramický kondenzátor bude určovat, na jaké frekvenci bude kmitat vnitřní oscilátor, díky kterému lze realizovat zvyšující měnič tím, že se sepne indukční zátěž. Kondenzátor bude na 50 V.

Dále zjistíme maximální špičkový proud tekoucí cívkou L1 a diodou D1 při spínání. Při odebrání proudu z měniče  $I_{OUT(max)} = 0,05 A$ . Tento výpočet je důležitý pro dimenzování L1 a D1 tak, aby tyto dvě součástky byly schopny přenést daný proud, neboť i zde mohou také vznikat velké ztráty.

$$I_{PK(switc h)} = 2 \times I_{OUT(max)} \times \left( \frac{t_{on}}{t_{off}} + 1 \right) = 2 \times 0,05 \times (7,866 + 1) = 0,886 A$$

Špičkový proud při spínání L1 a D1 dosahuje mnohem větší hodnoty než proud odebraný z měniče. Proto dioda D1 je dimenzována na 1 A a 40 V, konkrétně se jedná o typ 1N5819 v pouzdře DO41. Cívka L1 bude dle výše uvedeného výpočtu vybrána tak, aby zvládla přenést proud 0,886 A.

Rezistory R4, R5, R9 slouží k omezení špičkového proudu, který je 0,886 A může téct D1 a L1. Výpočet  $R_{sc}$ .

$$R_{SC} = R4, R5, R9 = \frac{0,3}{I_{PK(switc h)}} = \frac{0,3}{0,886} = 0,33837 \Omega$$

V tomto případě je potřeba  $R_{sc}$  odpor poskládat z více rezistorů zapojených paralelně, díky tomu také lze získat lepší odvod tepla a lepší stabilitu rezistorů. Byly použity tři uhlíkové rezistory s maximálním ztrátovým výkonem 0,25 W. Při paralelní kombinaci byl získán maximální ztrátový výkon 0,75 W. Rezistor R4 a R5 budou mít hodnotu 1  $\Omega$  a R9 si vypočítáme.

$$R_{SC} = \frac{R4 \times R5 \times R9}{R4 + R5 + R9} \rightarrow R9 \cong^{E12} 1,2 \Omega$$

Paralelní kombinací odporů R4, R5, R9 bylo docíleno hodnoty  $R_{sc} = 0,375 \Omega$  což je přijatelné.

Výpočet minimální indukčnosti tak, aby DC/DC měnič fungoval. Pokud budeme požadovat co největší účinnosti i při větším zatížení musí se vypočtená hodnota cívky několikrát zvětšit.

$$L_{min} = L1 = \left( \frac{U_{IN} - U_{sat}}{I_{PK(switc h)}} \right) \times t_{on} = \left( \frac{5 - 0,5}{0,886} \right) \times 8,873 \times 10^{-6} = 45,035 \times 10^{-6} H = 45 \mu H$$

Výpočtem je daná minimální indukčnost. Čím je indukčnost větší, tím je méně zvlněný výstupní proud. Dalším důležitým parametrem je odpor dané cívky, čím menší bude, tím budou menší ztráty ve

vinutí a tím může i protékat větší proud cívkou. Z výpočtu výše byl určen maximální špičkový proud 0,886 A proto byla zvolena indukčnost, která je konstruována na 1 A. Dalším důležitým parametrem je velikost cívky, kterou zvolíme maximální možnou a to jak prostorovou.

Výpočet  $C_5$  tak, aby výstupní napětí bylo, co nejméně zvlněné. Při návrhu bylo zvoleno maximální zvlnění 0,02 V.

$$C_5 = 9 \times \left( \frac{I_{OUT} \times t_{on}}{U_{ripple}} \right) = 9 \times \left( \frac{0,05 \times 8,873 \times 10^{-6}}{0,02} \right) = 199,642 \times 10^{-6} F \stackrel{E12}{=} 220 \mu F$$

Výstupní filtrační kapacita byla realizovaná kondenzátorem s nízkým sériovým odporem a kapacitou 220  $\mu F$  na maximálním pracovním napětí 50 V. Tento kondenzátor se od ostatních liší tím, že díky nízkému sériovému odporu dokáže dávat mnohem větší zkratový proud, než klasické elektrolytické kondenzátory. Proto se tento typ nejlépe hodí pro DC/DC měnič.

Kondenzátor C4 slouží k pokrytí napěťových špiček odebraných ze zdroje 7,2 V. Zde byl použit kondenzátor s nízkým sériovým odporem. Kondenzátor má kapacitu 100  $\mu F$  s maximálním pracovním napětím 16 V.

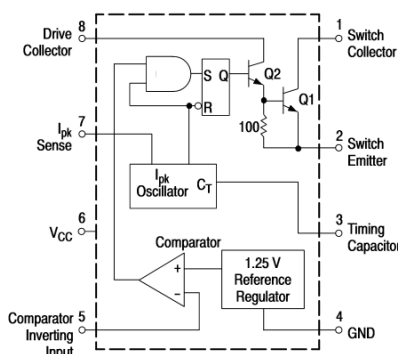
R6 je sériový rezistor k vnitřnímu tranzistoru, který omezuje kolektorový proud. Jeho hodnota byla zvolena dle datasheetu.

Kondenzátor C6 je keramický o kapacitě 100nF s pracovním napětím 50 V. Tato kapacita slouží k tomu, aby se celé zapojení nerušilo. Bez použití této kapacity totiž obvod produkuje nežádoucí rušení to ve frekvenční oblasti kolem desítek MHz.

Výpočet hodnoty rezistoru R7 kde byla nejprve zvolena hodnota rezistoru  $R_8 = 3,6 \text{ k}\Omega$  a k ní následně dopočtena hodnota R7 pro výstupní napětí 40V.

$$R_7 = \frac{U_{OUT}}{1,25} - 1 \times R_8 = \frac{40}{1,25} - 1 \times 3600 = 111,6 \times 10^3 \Omega \stackrel{E12}{=} 110 \text{ k}\Omega$$

Rezistory R7 a R8 souží jako napěťový dělič, který udává velikost výstupního napětí  $U_{OUT}$ . Napětí z rezistoru R8 je přivedeno na komparátor, který se stará o porovnávání tohoto napětí s napěťovou referencí 1,25 V.



Obr. 5.4 Vnitřní zapojení MC34063A.

K pinu 2 je připojen emitor Q1 a Q2 a kolektor Q1 k pinu jedna ten funguje jako hlavní spínač. Když dojde k tomu, že tranzistor sepne, je na cívce L1 zhruba napájecí napětí na baterii 7,2 V a proud tekoucí cívkou se zvětšuje. Když se tranzistor rozepne, dojde k velkému zvýšení napětí a naakumulovaná energie v cívce začne přes diodu D1 nabíjet výstupní filtrační kondenzátor C5. Tento cyklus se opakuje tolikrát, dokud není napětí na R8 rovno 1,25 V, to je napěťová reference obvodu. V tento okamžik se aktivuje regulace, dojde k snížení středy a frekvence oscilátoru a napětí se stabilizuje na výstupu dle napěťového děliče R7 a R8.

Při měření tohoto měniče bylo zjištěno, že v tomto případě nelze dosáhnout vyšší účinnosti. Protože daný měnič pracuje s nízkým napětím. Dále toto napětí zvyšujeme až na jeho mezní parametry integrovaného obvodu. Při dosažení co největší účinnosti, bylo potřeba použít velkou indukčnost, což byla překážka. Bez takto velké indukčnosti není schopen měnič dodávat, nastavené napětí. Čím je větší cívka, tím je měnič lépe schopen dodávat dané napětí. Při větší zátěži dochází k většímu zvlnění výstupního napětí a jeho poklesu, což je pro daný účel ideální.

Tab. 5.2 Měření účinnosti měniče MC 34063A.

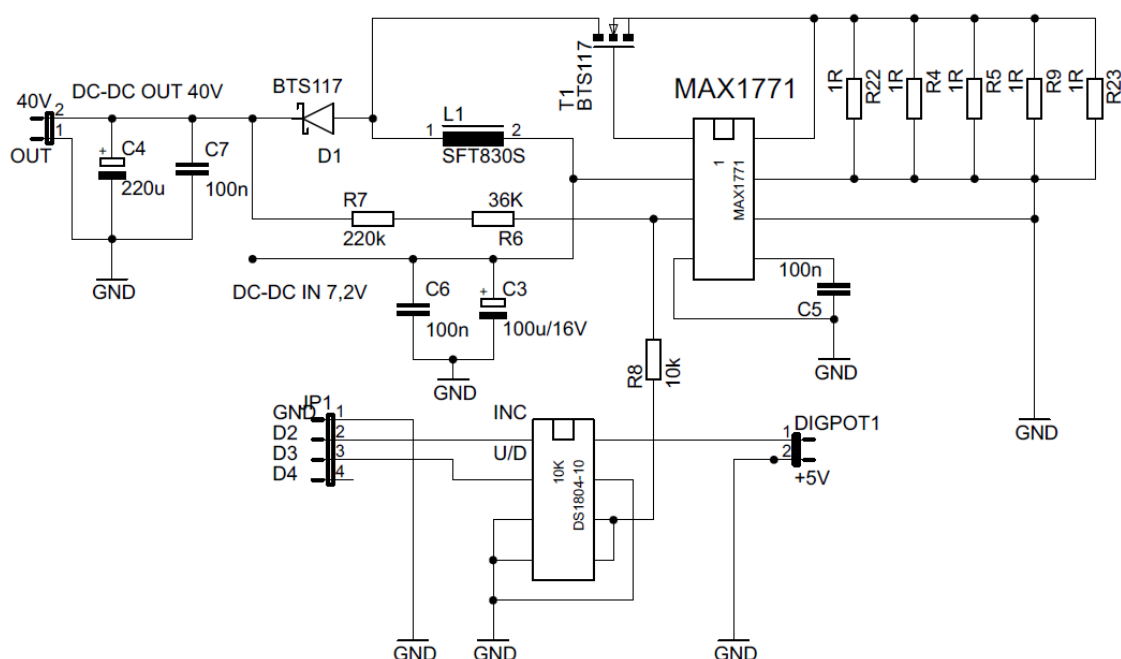
$R_z$ [ $\Omega$ ]		470	1k	10 k
$U_{in}=7\text{ V}$	$U_{out}$ [V]	31,5	39,2	39,2
	$I_{in}$ [mA]	365	294	56,5
	$I_{out}$ [mA]	67,02	39,2	3,92
	$\eta$ [%]	82,63	74,67	38,85

Díky testování bylo zjištěno, že navržené schéma sice funguje dle očekávání, i když účinnost moc kolísá s odebíraným proudem z měniče. Řešením je jiný měnič. Tento měnič má nízkou účinnost kvůli tomu, že napětí 7 V měníme až na maximální povolenou hodnotu 40 V, kdyby se měnilo napětí z 15 V na 40 V tak měnič funguje při vyšší účinnosti. Tento měnič je konstruován na větší proudové odběry, kde účinnost roste.

### 5.3.2 DC/DC měnič MAX1771

Pro návrh byl použit integrovaný obvod MAX 1771, který se hodí pro DC/DC měnič typu Step-Up, což je zvyšující měnič. Tento integrovaný obvod je sice dražší oproti MC 34063 ale poskytuje lepší účinnost v proudovém rozsahu 30 mA až 2A při účinnosti 90 %. Obvod je v pouzdře DIP8 s provozní teplotou 0 až +70°C. Teplota je vyhovující, neboť se předpokládá pracovní teplotu kolem +25°C. Důležité je, že obvod má rozsah vstupního napětí 2 V až 16,5 V, což je splněno, neboť maximálně nabitá baterie má 7,2 V a maximálně vybitá má 5,4 V. Dále vnitřní oscilátor je schopen pracovat až do 300 kHz, což umožní zmenšit indukčnost a vyhlazovací kondenzátory. Obvod obsahuje teplotně stálou napěťovou referenci, komparátor, oscilátor s proměnnou střídou a s aktivním omezením proudu a výstupní výkonový spínač. Původní schémata jsou převzata z datasheetu a

Výhodou tohoto obvodu je, že může mít výstupní napětí 2 V až 100 V. Tento obvod má velmi malou spotřebu při provozu jen 110  $\mu$ A.



Obr. 5.5 Schéma DC/DC měniče.

Zapojení je navrženo v režimu non-bootstrapped, IC je napájen z baterie 7,2 V a pracuje s minimálním napájecím proudem. V tomto režimu je ve zpětné vazbě výstupní napětí na pin 2. Proudový odběr se sníží také, protože je napájen z baterie 7,2 V. Toto napětí je nižší než výstupní napětí a tím se sníží spotřeba, protože je spotřebováno méně energie na nabíjení a vybíjení externího MOSFETu, který má svou kapacitu. Tento režim je vhodnější pro bateriový provoz.

Dále je potřeba vypočítat rezistory R6, R7, R8, které určují velikost výstupního napětí. Odpor R8 by měl být vybrán v rozsahu 10 kΩ až 500 kΩ pro správnou funkci. Byl zvolen odpor 10 kΩ z toho důvodu, že k němu bude připojen digitální potenciometr o maximální hodnotě 10 kΩ. Výstupní napětí na měniči je požadováno-  $U_{OUT} = 40 \text{ V}$ . A napěťová reference, kterou si obvod udržuje na odporu R8 má hodnotu  $U_{REF} = 1,5 \text{ V}$ .

$$R_V = R_8 \times \left( \frac{U_{OUT}}{U_{REF}} - 1 \right) = 10000 \times \left( \frac{40}{1,5} - 1 \right) = 256666,6 \, \Omega \cong 256 \text{ k}\Omega$$

Odpor  $R_V$  bude složen ze dvou rezistorů R6 a R7. Jednotlivé hodnoty  $R_6 = 220 \text{ k}\Omega$  a  $R_7 = 36 \text{ k}\Omega$

Určení  $R_{sense}$  v tomto zapojení je reprezentován R4, R5, R9, R22, R23. Odpor  $R_{sense}$  slouží k omezení maximálních špičkových proudů, které mohou téct T1, kde platí  $I_{sens} \geq I_{OUT}$ . Odpor byl stanoven  $R_{sense} = 200 \text{ m}\Omega$ .

$$R_{sens} = \frac{R_4 \times R_5 \times R_9 \times R_{22} \times R_{23}}{R_4 + R_5 + R_9 + R_{22} + R_{23}} = \frac{1 \times 1 \times 1 \times 1 \times 1}{1 + 1 + 1 + 1 + 1} = 0,2$$

$R_{sense}$  byl realizován paralelní kombinací pěti rezistorů, díky tomu bylo docíleno i lepšího chlazení při větší výkonové ztrátě.

Určení indukčnosti L1 pro tento obvod je vhodný rozsah 10  $\mu\text{H}$  až 300  $\mu\text{H}$ . Napájecí napětí  $U_{in} = 7,2 \text{ V}$ , kde  $t_{min}$  je minimální doba pro zapnutí a je cca 2 $\mu\text{s}$ . CS je vstup do proudového zesilovače uvnitř MAX 1771 hodnota  $U_{CS} = 100 \text{ mV}$ .  $I_{LOAD}$  je výstupní požadovaný proud po DC/DC měniči.

$$L1 \gg \frac{U_{in} \times t_{min}}{\frac{U_{CS}}{R_{sense}} + I_{LOAD}} \gg \frac{7,2 \times 2 \times 10^{-6}}{\frac{0,1}{0,2} + 0,1} = 0,000024 \text{ H} \cong 24 \mu\text{H}$$

Ve výpočtu vyšla hodnota, která by měla být minimální pro správnou funkci. Z předešlé zkušenosti z MC 34063A byla laboratorně stanovena indukčnost na hodnotě 220  $\mu\text{H}$  s odporem vinutí  $R_{dc} = 196 \text{ m}\Omega$ . Toroidního tvaru s rozměry 15 x 9 mm. Toroidní cívky díky svému tvaru produkují minimální rušení. Větší indukčnost má tendenci zvětšit náběh napětí, zatímco menší hodnota indukčnosti má kratší náběh, velká zvyšuje zvlnění při nízkém zatížení. Dle doporučení má mít cívka co nejmenší odpor.

Byl zvolen T1 byl MOSFET, unipolární tranzistor IRLZ34N TO220AB. Důležitým parametrem bylo  $U_{GS(th)}$ , kde hodnota  $U_{GS(th)}$  musí být menší než napájecí napětí. To proto, aby se T1 vždy plně otevřel a nevznikly na něm zbytečné ztráty. IRLZ34N má  $U_{GS(th)}$  1 V až 2 V. Při tomto zapojení bude fungovat v celém rozsahu. Odpor při sepnutém T1 bude  $R_{DS(on)} = 60 \text{ m}\Omega$ . Celková kapacita gate je  $Q_g = 19 \text{ nF}$  při  $U_{GS} = 7 \text{ V}$ .

Dále je třeba brát v potaz, že maximální spínací frekvence MAX 1771 je 300 kHz, ale při startu se může maximální frekvence dostat i na hranici 500 kHz. Potřebný proud pro nabíjení T1 :

$$I_{gate(max)} = f_{(max)} \times Q_g = 5 \times 10^5 \times 19 \times 10^{-9} = 0,0095 \text{ A} \cong 9,5 \text{ mA}$$

Kondenzátor C6 musí nabít gate, aniž by vznikl napětový rozdíl větší než 200 mV.

$$\Delta U = \frac{Q_g}{C_2} = \frac{19 \times 10^{-9}}{100 \times 10^{-9}} = 0,19 \text{ V} = 190 \text{ mV}$$

Tuto podmínku se podařilo splnit.

Jako dioda D1 musí být použita rychlá dioda, která bude zvládat vysoké spínací frekvence. Zde byla použita schottkyho dioda SB160 na 60V při maximálním proudu 1A a napětové ztrátě  $U_f = 0,7 \text{ V}$ .

Výstupní filtrační kapacita C4 souží k vyhlazení spínaného napětí z měniče. C4 je elektrolytický kondenzátor s nízkým vnitřním oporem, který je chopen dodávat větší proud a má lepší parametry než klasický elektrolytický kondenzátor. C4 byl použit kondenzátor o kapacitě 220  $\mu\text{F}$  na napětí 50 V. C3 je stejný kondenzátor s kapacitou 100  $\mu\text{F}$  a pracovním napětím 16 V.

C7 a C6 jsou keramické kondenzátory, které slouží k potlačení rušení vysokofrekvenční oblasti od 500 kHz do 3 MHz.

Další částí je integrovaný obvod DS 1804-010+. Jedná se o digitální potenciometr, který má hodnotu odporu řízenou digitálně od 500  $\Omega$  do 10 k $\Omega$ . Je v pouzdře DIP8 a je napájen 5 V. Tento obvod má možnost 100 pozic vnitřního jezdce, pomocí kterého se mění odpor celého obvodu. Vstup CS na pinu 7 povoluje pohyb jezdce. Při logické 0 na INC- pinu 1 dojde k posunu jezdce. Pomocí U/D na

pinu 2, řídíme zda se jezdec bude pohybovat nahoru tj. logická 1 nebo dolů při logické 0. Pomocí digitálního potenciometru lze ovládat napětí na DC/DC měniči. Digitální potenciometr je zapojen do série s R8 proti zemi. Při minimální hodnotě nastavené na digitálním potenciometru bude na výstupu DC/DC měniče 40 V, ale při minimální bude na výstupu měniče 21,5 V.

$R_x$  se bude skládat z R8 a digitálního potenciometru pomocí kterého bude ovládáno napětí na DC/DC měniči. R8 bude mít trvalou hodnotu 10 k $\Omega$ . Výpočty hodnoty  $R_x$  kde  $R_v$  se skládá z R6 a R7.  $U_{OUT}$  je výstupní napětí na měniči, které požadujeme.  $U_{REF}$  je referenční napětí které si integrovaný obvod udržuje na hodnotě 1,5 V.

$$R_{x1} = \frac{R_v}{\frac{U_{OUT}}{U_{REF}} - 1} = \frac{256000}{\frac{21,5}{1,5} - 1} \cong 19,2 \text{ k}\Omega$$

Hodnota  $R_{x1}$  pro výstupní napětí  $U_{OUT} = 21,5 \text{ V}$  bude realizována pomocí sériové kombinace R8 a digitálního potenciometru. Hodnota  $U_{OUT} = 21,5 \text{ V}$  bude určena především pro slabou stimulaci a také popřípadě pro stimulaci dětí. Na digitálním potenciometru se pomocí mikrokontroléru nastaví hodnota odporu na 9,2 k $\Omega$ .

$$R_{x2} = \frac{R_v}{\frac{U_{OUT}}{U_{REF}} - 1} = \frac{256000}{\frac{27,35}{1,5} - 1} = 14854 \Omega \cong 14,8 \text{ k}\Omega$$

Hodnota  $R_{x2}$  pro výstupní napětí  $U_{OUT} = 27,35 \text{ V}$ . Hodnota  $U_{OUT} = 27,35 \text{ V}$  bude určena pro silnější stimulace než při nastavené hodnotě  $R_{x1}$ . Na digitálním potenciometru se pomocí mikrokontroléru nastaví hodnota odporu na 4,8 k $\Omega$ .

$$R_{x3} = \frac{R_v}{\frac{U_{OUT}}{U_{REF}} - 1} = \frac{256000}{\frac{34,5}{1,5} - 1} = 11636 \Omega \cong 11,6 \text{ k}\Omega$$

Hodnota  $R_{x3}$  pro výstupní napětí  $U_{OUT} = 34,5 \text{ V}$ . Hodnota  $U_{OUT} = 34,5 \text{ V}$  bude určena pro silnější stimulace než při nastavené hodnotě  $R_{x2}$ . Na digitálním potenciometru se pomocí mikrokontroléru nastaví hodnota odporu na 1,6 k $\Omega$ .

$$R_{x4} = \frac{R_v}{\frac{U_{OUT}}{U_{REF}} - 1} = \frac{256000}{\frac{38,4}{1,5} - 1} = 10406 \Omega \cong 10,4 \text{ k}\Omega$$

Hodnota  $R_{x4}$  pro výstupní napětí  $U_{OUT} = 38,4 \text{ V}$ . Hodnota  $U_{OUT} = 38,4 \text{ V}$  bude určena pro nejsilnější stimulace. Na digitálním potenciometru se pomocí mikrokontroléru nastaví hodnota 500  $\Omega$ . Při této úrovni lze stimulovat i obézní pacienty.

## 5.4 Návrh mikrokontroléru

Při výběru MCU byl kladen nárok na nízké pořizovací náklady. Hlavním řídicím blokem pro myoostimulátor bude mikrokontrolér ATMEL 328P, který má externí krystal s frekvencí 16 MHz a s pamětí 32 kB pro uložení programu. Mikrokontrolér je napájen +5 V a má 14 digitálních pinů, které mohou být použity jako vstupní nebo výstupní. Dále 6 analogových vstupních pinů, přičemž všechny mají 10 bitový převodník, který má 1024 úrovní. ATmega 328 je nízkopříkonový 8 bitový mikrořadič postavený na AVR RISC architektuře. Tento typ dokáže pracovat s 32 registry a v jedno časovém cyklu lze přistupovat ke dvěma nezávislým registrům. To znamená, že tato architektura je mnohem rychlejší než řadiče CISC.

Přesun samotného programu je zde realizován pomocí převodníku FT232 od firmy FTDI tento převodník slouží pro převod z RS 232 na rozhraní USB, pomocí kterého se program bude nahrávat.

Atmel 328P má omezený maximální proud na 200 mA pro celé pouzdro, což je absolutní hodnota proudu. Tato hodnota bude pro daný účel plně dostačovat. Maximální odebíraný proud na jeden pin je stanoven na 40 mA, ovšem doporučený proud je 20 mA na jeden pin. Tyto piny mají interní pull-up rezistor 20 kΩ až 50 kΩ.

Pokud bude použita indukční zátěž bez ochranné diody, dojde k zničení mikrokontroléru. Proto je třeba před zpětným proudem chránit MCU pomocí diody, která je připojena paralelně k indukční zátěži. Jelikož nemá mikrokontrolér na svých pinech žádné ochrany, je třeba dávat pozor na to, jaký pin je naprogramován jako vstupní a pak jej také jako vstupní použít.

MCU bylo realizováno pomocí funkčního bloku Arduino Nano V3.0, který již obsahoval procesor, krystalový oscilátor a daný převodník pro nahrání programu. Díky tohoto funkčního bloku bude hlavně řešena programová část, pomocí které lze později ovládat ostatní bloky. K programování bude použit programovací jazyk Wiring s Processing IDE. Programovací jazyk Wiring je podobný jazyku C. Arduino lze rovněž programovat v jazyku C nebo C++.

Program obsahuje dvě základní funkce. Jednou z nich je funkce void setup (), která se provede pouze jednou a to při začátku programu. Tato část se spustí pouze při resetu nebo při připojení napájecího napětí, dále při nahrání programu. Druhou důležitou funkcí je void loop (), která se provádí ve smyčce do té doby, pokud nedojde k resetu nebo odpojení napájecího napětí.

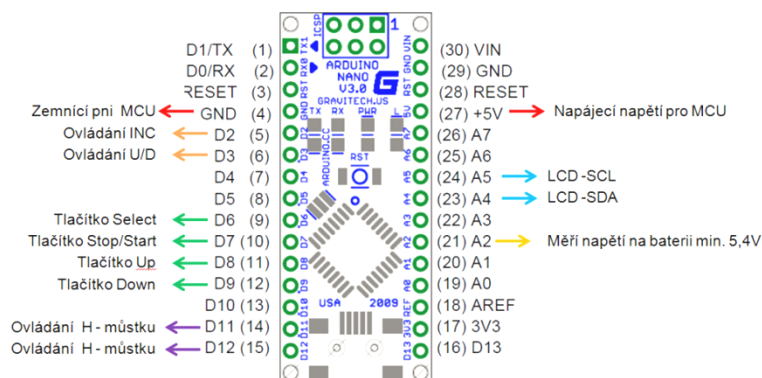
Před funkcí void setup () jsou definovány globální proměnné, které byly v programu dále použity. Dále bylo potřeba k jednotlivým tlačítkům přiřadit čísla pinu, ke kterému budou připojeny. V kódu byly použity přímo názvy tlačítek, ne tedy čísla pinu a to z důvodu lepší orientace. Dalším důležitým bodem byla inicializace LCD displeje. Bez inicializace displeje nelze nic zobrazovat. Bylo tedy potřeba přesunout knihovnu pro ovládání LCD displeje.

Ve funkci void setup (), bylo třeba definovat kolik má LCD displej znaků a řádků (v tomto případě má displej 16 znaků a 2 řádky). Do této části byl napsán kód pro zobrazení úvodních frází a testování stavu baterie. V této části je také nutno nastavit jaký pin bude vstupní a jaký bude výstupní.

Ve funkci void loop () poběží hlavní část programu. Po stisku tlačítka *Select* se zobrazí na displeji "Program Strengthening", při dalším zmáčknutí se zobrazí "Program Relaxation", a další vyvolá "Program Complex". Po opětovném stisknutí tlačítka se lze vrátit zpět na začátek, tedy "Program Strengthening". Ostatní tlačítka v tomto kroku nebudou vyhodnocována. Pokud bude vybrán program pro posílení "Program Strengthening" a v dalším kroku se stiskne tlačítko *Start/Stop*, spustí se program pro

posílení, přičemž se na displeji zobrazí časový odpočet a zároveň intenzita stimulace. Tato intenzita stimulace bude mít 4 úrovně - Level 1 až Level 4. Při spuštění "Program Strengthening" se bude vždy stimulovat výchozí hodnotou stimulace, která bude nastavena na Level 1. V průběhu stimulace bude možné měnit její intenzitu pomocí tlačítek *Up* a *Down*. Po zmáčknutí *Down* se sníží stimulace o jeden stupeň. Naopak při zamáčknutí tlačítka *Up* se stimulační úroveň zvýší.

Pomocí mikrokontroléru se bude ovládat výstupní napětí, které bude spínat H-můstek. Mikrokontrolér bude generovat přesný signál pro dané stimulační programy.



Obr. 5.6 Připojení jednotlivých částí k pinům. [17]

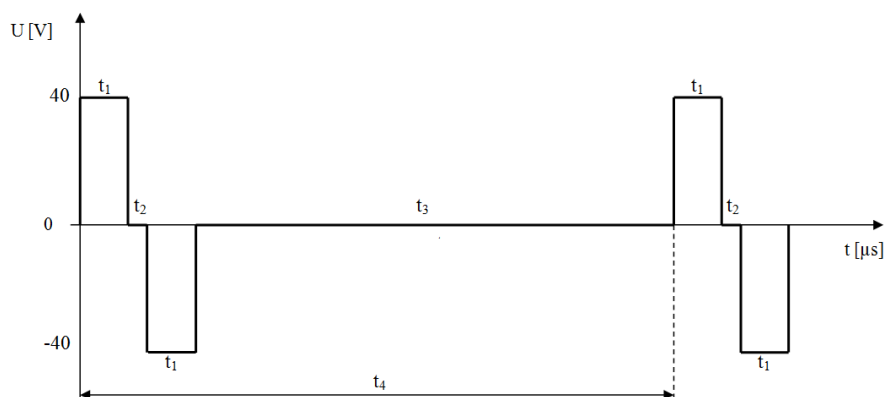
Pin GND a +5V slouží pro napájení procesoru. Modul Arduino Nano má svůj stabilizátor napětí, ten ale nebude používán z důvodu velké výkonové ztráty. Bude nahrazen lineárním stabilizátorem s nižší ztrátou. D2 a D3 bude sloužit k ovládání digitálního potenciometru. D2 je připojen k pinu INC na digitálním potenciometru. Pomocí tohoto pinu se bude ovládat vnitřní jezdec v digitálním potenciometru, pomocí kterého bude nastavován odpor. K D3 je připojen pin U/D na digitálním potenciometru. Tento pin slouží ke změně pohybu jezdce. Pokud se jezdec bude pohybovat nahoru, tak na vstupu U/D musí být logická 1 a tím poroste jeho odpor. Pokud však na vstupní pin U/D bude přivedena logická 0, jezdec se bude pohybovat směrem domů a odpor bude klesat. K pinům D6 až D9 budou připojena čtyři tlačítka, která budou sloužit k ovládání celého zařízení. D11 a D12 bude sloužit k ovládání H-můstku, pomocí kterého se bude spínat napětí z DC/DC měniče. Toto spínané napětí bude pomocí elektrod přivedeno k dané svalové partii. Na A5 a A4 je připojen LCD displej. A5 je připojen na SCL, který generuje sériové hodiny. A4 je připojen na SDA, který posílá seriová data do displeje. A2 bude připojen na napěťový dělič k bloku DC/DC měniče. Bude se analogově měřit napětí na baterii.

## 5.5 Návrh stimulačních programů

Dle literatury byla zvolena hodnota stimulačních impulzů na 200  $\mu$ s. Při této délce je dosahováno nejlepší stimulace. Při velmi krátké době stimulačního impulzu se musí zvětšit intenzita stimulačního impulzu, aby došlo ke kontrakci. Při dlouhém stimulačním impulzu se bude zbytečně dlouho do daného svalu pouštět stimulační impulz, což není žádané. Cílem bylo co nejlépe stimulovat a co nejméně zatěžovat pacienta.



Jako stimulační průběh byl zvolen bifazický obdélníkový signál, díky kterému lze minimalizovat adaptaci na stimulační impulsy.



Obr. 5.7 Návrh bifazického obdélníkového stimulačního impulsu.

Pro program relaxace byla zvolena stimulační opakovací frekvence 150 Hz, při které bude docházet k příjemnějším slabým kontrakcím, které budou sval uvolňovat. Program bude fungovat v cyklu 1 s stimulace a 1 s stimulační pauza. K Obr. 5.7 budou přiřazeny jednotlivé časy  $t_1 = 200 \mu s$  kladný stimulační impuls,  $t_2 = 10 \mu s$  bude prodleva pro ustálení přechodových dějů (díky této prodlevě bude stimulace příjemnější),  $t_3 = 200 \mu s$  bude kladný stimulační impuls  $t_4 = 6600 \mu s$  bude pauza určující stimulační frekvenci. Celý program bude trvat 600 s.

Pro program pro posílení byla zvolena stimulační opakovací frekvence 35 Hz, při které bude docházet k méně silnějším svalovým kontrakcím, jež budou sval posilovat. Program bude fungovat v cyklu 5 s stimulace a 5 s stimulační pauza. K Obr. 5.7 budou přiřazeny jednotlivé časy  $t_1 = 200 \mu s$  kladný stimulační impuls,  $t_2 = 10 \mu s$  bude prodleva pro ustálení přechodových dějů (díky této prodlevě bude stimulace příjemnější),  $t_3 = 200 \mu s$  bude kladný stimulační impuls,  $t_4 = 28000 \mu s$  bude pauza určující stimulační frekvenci. Celý program bude trvat 300 s.

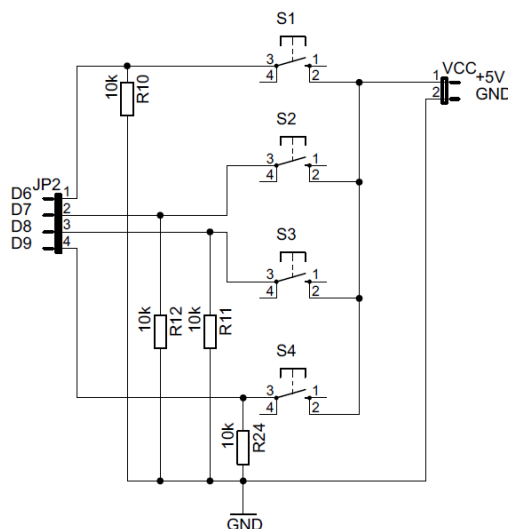
V programu Complex se kombinují oba dva výše zmíněné programy pro posílení a relaxaci. Stimulační frekvence v tomto programu bude proměnná. První stimulační frekvence je 150 Hz a druhá stimulační frekvence je 35 Hz. Při tomto programu bude docházet jak k posílení, tak k relaxaci. Díky tomu umocníme efekt stimulace a zjednodušíme aplikaci. Program bude fungovat v cyklu 1 s stimulace a 1 s stimulační pauza. K Obr. 5.7 přiřazeny jednotlivé časy  $t_1 = 200 \mu s$  kladný stimulační impuls,  $t_2 = 10 \mu s$  bude prodleva pro ustálení přechodových dějů (díky této prodlevě se stimulace příjemnější),  $t_3 = 200 \mu s$  bude kladný stimulační impuls,  $t_4 = 6600 \mu s$  bude pauza určující stimulační frekvenci. Čas  $t_4$  se bude střídát tak, že v prvním cyklu bude  $t_4 = 6600 \mu s$  a v druhém cyklu bude  $t_4 = 28000 \mu s$ . Celý program bude trvat 300 s.

Tab. 5.3 Souhrnná tabulka stimulačních programů.

Program	$t_1 [\mu s]$	$t_2 [\mu s]$	$t_3 [\mu s]$	$t_4 [\mu s]$	ON/OFF
Relaxation	200	10	200	6600	1 s / 1 s
Strengthening	200	10	200	28000	5 s / 5 s
Complex	200	10	200	6600/28000	1 s / 1 s

Z tabulky výše lze vidět, že všechny programy mají stejné časy  $t_1$ ,  $t_2$ ,  $t_3$  tyto časy jsou stejné z důvodu optimální stimulace svalstva. Čas  $t_4$  určuje zaměření stimulace, zda se bude jednat o posílení nebo o relaxaci. Poslední sloupec v tabulce určuje, parametry ON/OFF. Při relaxaci se bude 1 s stimulovat a 1 s bude stimulační pauza. Poslední program Complex kombinuje sadu simulačních a sadu relaxačních impulzů a to v sekundových intervalech.

## 5.6 Ovládání



Obr. 5.8 Schéma zapojení tlačítek.

Pro ovládání celého stimulatoru bude použito čtyř tlačítek, která budou napájena 5 V. První tlačítko S1 bude sloužit pro výběr stimulačního programu. Bude pojmenováno *Select*. S2 bude sloužit jako start nebo stop stimulačního programu. Bude mít označení *Start/Stop*. S3 a S4 bude sloužit k ovládání intenzity simulačního impulzu. S3 bude označeno jako *Up* a S4 *Down*. Všechna tlačítka budou ošetřena pull-down rezistory, které zabezpečí, že na vstupech procesoru D6 až D9 bude logická 0. Po zmáčknutí tlačítka se sepne +5V, které se přivedou na daný pin procesoru, a ten vykoná svou úlohu. Byla použita tlačítka P-DT6SW která mají maximální povolené napětí 35 V, při proudu 10 mA. Tlačítka jsou bez aretace a mají jeden pól. Dále mají stav zapnuto nebo vypnuto. Tvar hmatníku je kruhový. Vstupy D6 až D9 jsou digitální vstupy mikrokontroléru.

## 5.7 LCD

Byl použit monochromatický LCD displej, který má 16 znaků a 2 řádky má modré podsvícení s bílými znaky. Rozměry displeje jsou 8 cm x 3.5 cm. Tento displej využívá integrovaný řadič HD44780, který má paralelní rozhraní a k němu je připojen převodník na I2C sběrnici. Na displeji je 16 pinů. Pin 1 VSS souž k napájení GND, pin 2  $V_{DD}$  slouží pro napájení +5V, pin 3  $V_0$  slouží k nastavení kontrastu, kde je zespodu na displeji umístěn trimr. Řadič je ovládán pomocí pinu 4 až 6. Pin 4  $R_s$  určuje, zda hodnota na pinech DB bude příznak nebo data. Pin 5 má označení R/W a určuje,

směr přenosu dat. Pro logická 1 bude čtení a pro logická 0 bude zápis. Pin číslo 6 označený E určuje, kdy budou data na pinech DB platná. Přenos dat probíhá na pinech 7 až 14 s označením DB0 až DB7. Na displeji je integrován 8-bitový řadič, který ovládá datové piny. Pin číslo 15 a 16 s označením A a K slouží k napájení diody, která podsvěcuje displej. Díky převodníku na I2C budou pro ovládání displeje postačovat pouze dva datové a dva napájecí vodiče.

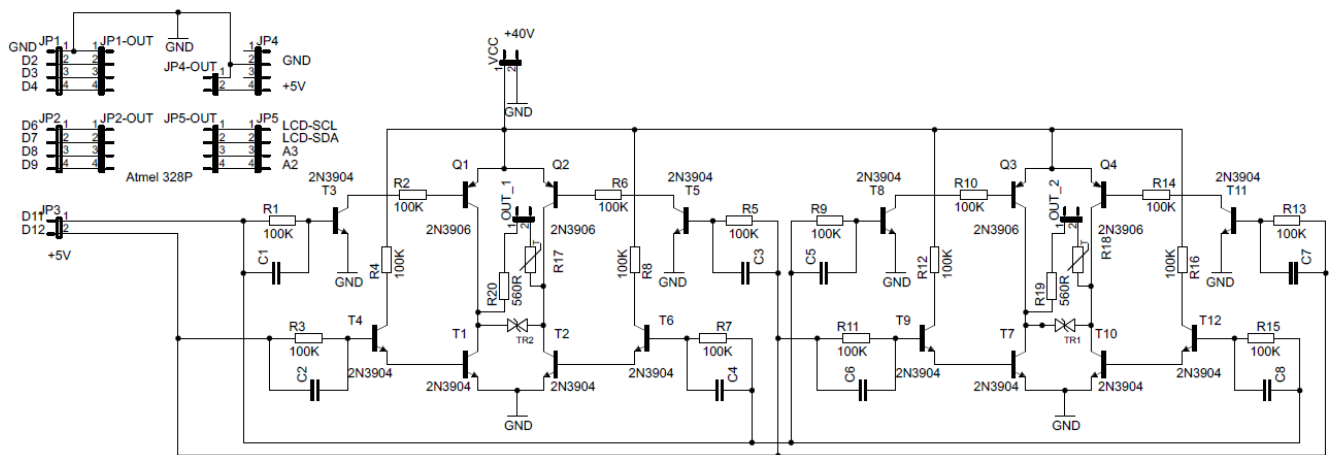
Pro ovládání byly použity piny A4 a A5 na procesoru. Kde A4 je SCL a A5 je SDA. Do SDA se posílají sériová data a SCL je pin pro sériové hodiny. Tyto piny přenášejí informace do displeje ke sběrnici, z nichž každý je identifikován vlastní jedinečnou adresou. Komunikace probíhá pomocí knihovny LiquidCrystal\_I2C.h a Wire .h. Důležitým parametrem bylo nastavení adresy, pro tento případ je adresa 0x27.

## 5.8 Koncový stupeň

Cílem koncového stupně bude výkonově zesílit signál generovaný z mikrokontroléru. Koncový stupeň bude vytvářet jak kladné, tak záporné impulzy. Díky tomu z napětí 40 V lze získat na výstupu H-můstku napětí špička-špička až 80 V. K realizaci H-můstku bylo použito bipolárních tranzistorů.

Q1 a Q2 jsou bipolární tranzistory 2N3906 typu PNP. T1 až T6 jsou tranzistory 2N3904 typ NPN. Všechny tranzistory jsou ovládány pomocí dvou digitálních vstupů D11 a D12. Napětí z DC/DC měniče je přivedeno na VCC. R17 a R18 jsou vratné pojistky, které slouží jako proudová ochrana proti zkratu. Pro tento účel byly použity vratné pojistky typu PTC265V70, které mají dány trvalý proud 30 mA a vypínací proud 70 mA. Na obou výstupech jsou umístěny bipolární transily na napětí 47 V s maximálním ztrátovým výkonem 600 W, což ochrání výstupy proti přepětí. Na výstupy OUT\_1 a OUT\_2 se pomocí konektoru připojí elektrody. Keramické kondenzátory C1 až C8 slouží k rychlejšímu otevírání tranzistoru. R19 a R20 slouží, jako ochranné odpory, které omezují stimulační proud.

Na této desce bude umístěn i modul mikrokontroléru. Pomocí, kterého je možné ovládat H-můstek. Přivede-li se na D11 a D12 logická 0, tak na výstupech OUT\_1 a OUT\_2 bude 0 V. To samé se stane, když se přivede logická 1. Pokud se přivede na D11 logickou 1 a na D12 logickou 0, tak bude na výstupu OUT\_1 polarita impulsu - 40 V. Při opačné kombinaci D11 a D12 bude na výstupu OUT\_1 kladná polarita + 40 V.



Obr. 5.9 Schéma zapojení H-můstku.

T1 má téct proud  $I_{c1} = 26,5 \text{ mA}$ . Z toho lze vypočíst  $I_{B1}$ , zesilovací činitel  $h_{fe} = 60$ .

$$I_{B1} = \frac{I_c}{h_{fe}} = \frac{0,0265}{60} = 0,0004416 \text{ A} \cong 0,44 \text{ mA}$$

Dále se vypočítá výkonová ztráta na T1 při maximálním  $I_{c1} = 26,5 \text{ mA}$  a  $I_{B1} = 0,44 \text{ mA}$ . Při tomto proudu bude napětí mezi kolektorem a emitorem  $U_{CE} = 0,3 \text{ V}$  a napětí mezi bází a emitorem  $U_{BE} = 0,85 \text{ V}$ .

$$P_{T1} = U_{ce} \times I_{c1} + U_{BE} \times I_{B1} = 0,3 \times 0,05 + 0,85 \times 0,8333 \times 10^{-3} = 0,015708 \text{ W} \cong 15,71 \text{ mW}$$

Výkonová ztráta na T1 je v mezích daného tranzistoru. Maximální povolený ztrátový výkon je 625 mW.

Výpočet napětí na rezistoru R4, které potřebujeme, zjistit pro výpočet hodnoty rezistoru R4.

$$U_{R4} = U_{IN} - U_{ce_{T4}} - U_{ce_{T1}} = 40 - 0,3 - 0,3 = 39,4 \text{ V}$$

Díky vypočtenému napětí, které je na rezistoru R4 lze dopočítat hodnotu rezistoru R4.

$$R_4 = \frac{U_{R4}}{I_{c1}} = \frac{39,4}{0,44 \times 10^{-3}} = 89545 \Omega \rightarrow^{E24} 100 \text{ k}\Omega$$

Jako R4 bude použit rezistor 100 kΩ.

Výpočet bázeového proud  $I_{B4}$  do tranzistoru T4, kde je zesilovací činitel  $h_{fe} = 70$  a kolektorový proud 0,44 mA.

$$I_{B4} = \frac{I_{c4}}{h_{fe}} = \frac{2,8 \times 10^{-3}}{70} = 0,00004 \text{ A} \cong 0,04 \text{ mA}$$

Je vypočten básový proud  $I_{B4}$ , pomocí kterého lze dopočíst hodnotu rezistoru R3. Nejdříve je ale nutné vypočíst napětí na rezistoru R3 při napětí při logické 1, které je  $U_{MCU} = 5 \text{ V}$  a napětí na báze-emitor na T4, což je  $0,65 \text{ V}$ . Napětí mezi bázi a emitorem na T1 je  $0,85 \text{ V}$ .

$$U_{R3} = U_{MCU} - U_{BE_{T4}} - U_{BE_{T1}} = 5 - 0,65 - 0,85 = 3,5 \text{ V}$$

Velikost napětí na R3 je  $3,5 \text{ V}$ . Nyní lze přejít k výpočtu hodnoty odporu R3.

$$R_3 = \frac{U_{R3}}{I_{B4}} = \frac{3,5}{0,04 \times 10^{-3}} = 875000 \Omega \rightarrow^{E24} 100 \text{ k}\Omega$$

R3 byl zvolen  $100 \text{ k}\Omega$  z důvodu rychlejšího otevírání tranzistoru, protože se bude pracovat ve spínacím režimu.

Výpočet ztrátového výkonu na T4 při maximálním proudu bázi i kolektorem  $I_{c4} = 0,44 \text{ mA}$  a  $I_{B4} = 0,04 \text{ mA}$ . Při tomto proudu bude napětí mezi kolektorem a emitorem  $U_{CE} = 0,3 \text{ V}$  a napětí mezi bázi a emitorem  $U_{BE} = 0,65 \text{ V}$ .

$$\begin{aligned} P_{T4} &= U_{ce} \times I_{c4} + U_{BE} \times I_{B4} = 0,3 \times 0,8333 \times 10^{-3} + 0,65 \times 0,0119 \times 10^{-3} \\ &= 0,000262925 \text{ W} \cong 0,263 \text{ mW} \end{aligned}$$

Ztrátový výkon na T4 je podlimitní, který je  $625 \text{ mW}$ .

## 5.9 Elektrody

Jako stimulační elektrody byly vybrány, ty které mají nejvhodnější rozměry pro dané použití. Velká elektroda má díky své velké ploše menší hustotu proudu na  $\text{cm}^2$ , což je při stimulaci pacienta příjemnější. Nevýhoda velkých elektrod je, že nejdou použít všude.

Pro vytvořený stimulátor byly použity elektrody z vodivé gumy. O rozměrech  $4 \times 6 \text{ cm}$  s plochou  $24 \text{ cm}^2$ , kde norma stanovuje maximální efektivní proudovou hustotu na  $2 \text{ mA/cm}^2$ . Při použití těchto elektrod lze použít stimulační proud až  $48 \text{ mA}$ , to je polně dostačující. Norma dále stanovuje taky maximální stimulační proud na  $50 \text{ mA}$ , při frekvenci do  $400 \text{ Hz}$ . Na gumové elektrody se bude navlékat houbička  $6 \times 7 \text{ cm}$ , která bude navlhčená pro lepší kontakt s pokožkou a dále bude pomocí elasticke bandáže přichycena ke stimulovanému svalu.

Dále se budou provádět stimulační pomoci nalepovacích elektrod o rozměru  $5 \times 5 \text{ cm}$  typ DuraStic Plus. Tyto elektrody lze dle výrobce použít až 10 krát pro jednoho uživatele. Elektrody mají plochu  $25 \text{ cm}^2$  tzn., že lze použít maximální efektivní proud až  $50 \text{ mA}$ . To je horní mezní parametr stanovený normou pro elektrickou stimulaci.

## 5.10 Pacient

Poučení a příprava pacienta. Pacient by měl mít danou stimulační oblast v klidové poloze. Místa nalepení elektrod by měla být odmaštěná a nejlépe bez chlupů. Pokud bude mít pacient danou stimulační oblast čerstvě oholenou, tak nelze provádět stimulaci. Při holení se na pokožce mohou vytvořit mikro poranění, která mohou zvýšit odpor pokožky a tím zvýšit proudovou hustotu, navíc v tomto případě nemusí být stimulace příjemná. Příjemná stimulace, je jeden z hlavních faktorů a podmínek pro stimulaci. Pacient musí být seznámen s obsluhou přístroje, kde se spouští a zastavuje a kde se ovládá intenzita stimulace.

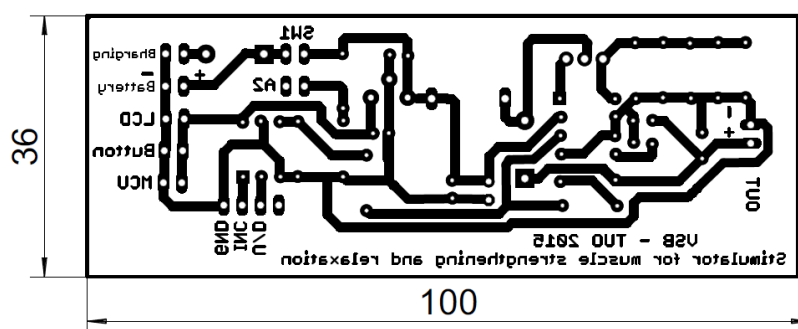
## 6 REALIZACE SYSTÉMEU PRO STIMULACI A RELAXACI SVALSTVA

V této kapitole bude popsána realizace navržených bloků. Nejprve byly dané navržené bloky realizovány na nepájivém poli, poté následovalo ověření funkčnosti jednotlivých bloků. Dále, pokud jednotlivé bloky fungovaly správně v celém pracovním rozsahu, následovalo ověření všech bloků najednou. Tyto bloky byly mezi sebou navzájem propojeny. Když byly jednotlivé bloky propojeny a dohromady fungovaly správně, následovala část realizace návrhu DSP v programu EAGLE ver. 6.3.0.

Byly navrženy jednotlivé desky pro jednotlivé bloky. Při návrhu desky byly součástky rozmístěny tak, aby výkonné prvky měly kolem sebe prostor pro cirkulaci vzduchu. Při dalším návrhu DSP byl kladen nárok na celkovou velikost přípravku. Všechny desky byly navrženy v EAGLU a vyrobeny fotocestou. Po následném odleptání byly všechny desky ponořeny do stříbrící lázně. Všechny DSP byly vyrobeny z fotosenzitivního jednostranného plošného spoje 150x100x1,5 mm, síla mědi CU 1x35  $\mu\text{m}$ , materiál dielektrika: cuprexit, FR4. Pro co nejlepší stálost DSP byly všechny ponořeny do stříbrící lázně AG-1. Ta zlepšuje a prodlužuje stálost elektrických parametrů a zvyšuje protikorozi odolnost, dále zlepšuje pájitelnost.

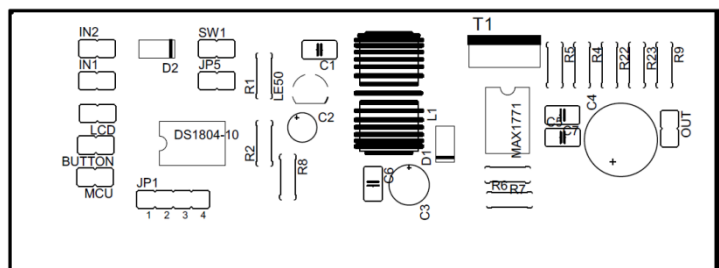
Při osazování všech desek byly nejprve osazeny pasivní součástky. Nakonec byla deska osazena aktivními prvky, které jsou citlivé na statickou elektřinu. Všechny desky budou umístěny do hliníkové krabice U-HA1455N1201. Vnější rozměry krabice jsou 53x103x125 mm. Krabice má uvnitř drážky na zasouvání DSP, proto je potřeba aby všechny DSP měly jednotnou šířku 100 mm.

### 6.1 DC/DC měnič DSP



Obr. 6.1 Návrh DSP pro DC/DC měnič.

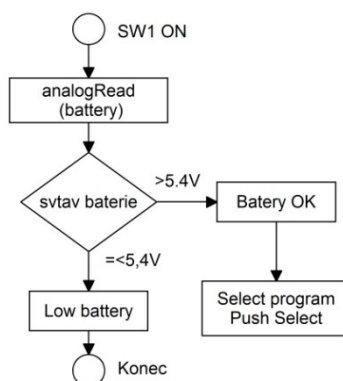
Při návrhu DSP byl kladen důraz na to, aby bylo možné danou desku zasunout do hliníkové krabice. Tato deska bude umístěna nad bateriemi, které k ní budou připojeny. Na vstup Charging bude připojen konektor pro nabíjení baterie. Výstupy LCD, Button, MCU budou sloužit pro napájení jednotlivých bloků. Na SW1 bude připojen hlavní červený kolébkový spínač, který bude připevněn na čele hliníkové krabice. A2 bude sloužit k měření stavu baterie. Vstupy U/D a INC budou připojeny k D2 a D3 u procesoru.



Obr. 6.2 Osazovací plán pro DC/DC měnič.

## 6.2 Návrh kódu pro mikrokontrolér

Při realizaci kódu bylo postupováno dle navržených diagramů. V první řadě bylo třeba si stanovit, jaké piny budou vstupní nebo výstupní. Dále definice globálních a lokálních proměnných a v neposlední řadě, co má celý kód vykonávat.

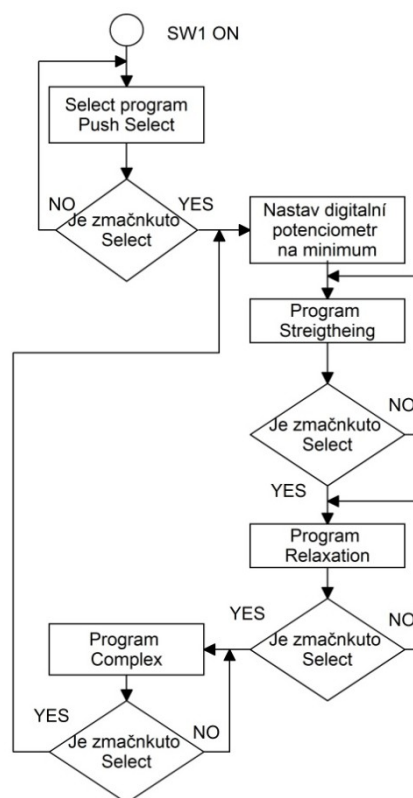


Obr. 6.3 Diagram pro smyčku void setup ().

Na Obr. 6.3 je zobrazen digram, co se provede ve smyčce void setup(). Tato smyčka se provede vždy jednou při spuštění. Při zapnutí červeného kolébkového spínače SW1 dojde k zapnutí celého zařízení. Dále se zjistí stav baterie pomocí analogRead. Analogové piny jsou zde vybaveny 10 bitovým převodníkem. Pokud baterie bude vybitá pod 5,4 V, tak se na displeji zobrazí Low battery. Při stavu baterie více jak 5,4 V bude umožněno pokračovat dále a program obsluhu vyzve k zmačknutí tlačítka *Select*.

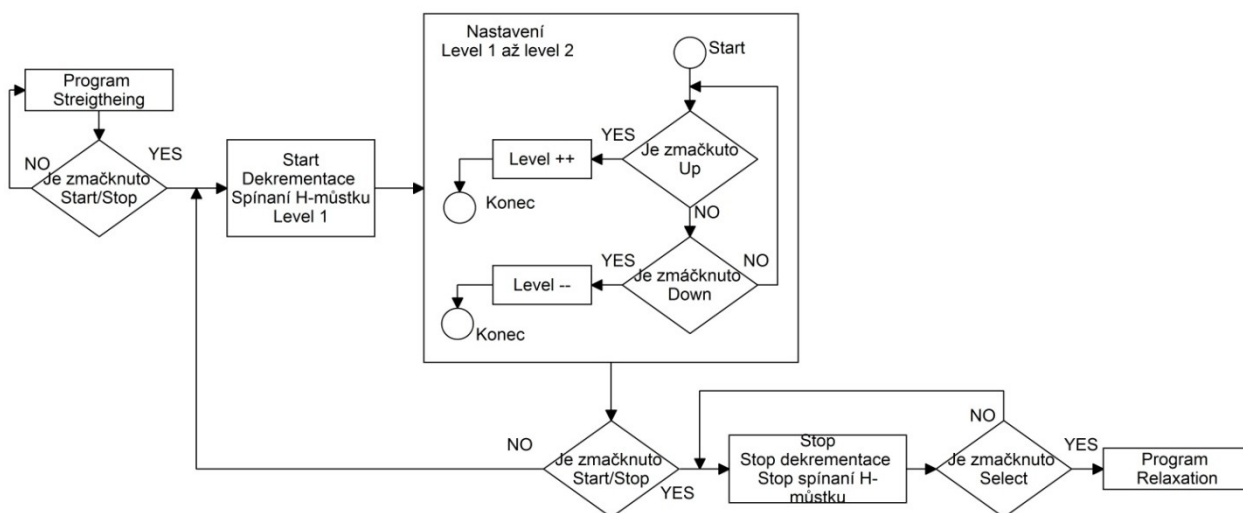
Na Obr. 6.4 je digram pro hlavní menu, ve kterém je možné vybírat programy pomocí tlačítka *Select*. Po zapnutí červeného kolébkového spínače se na displeji zobrazí „Select program Push Select“. Po zmačknutí tlačítka *Select* dojde k nastavení digitálního potenciometru na maximální hodnotu a na displeji se zobrazí „Program Streigtheing“. Pokud nedojde k dalšímu zmačknutí tlačítka, na displeji zůstane zobrazen ten samý program. Při dalším zmačknutí tlačítka se na displeji zobrazí další program „Program Relaxation“. Po třetím zmačknutí tlačítka *Select* se zobrazí na displeji „Program Complex“ při dalším zmačknutí se vrátíme na začátek menu, na displeji se tedy zobrazí „Program Streigtheing“.





Obr. 6.4 Diagram pro hlavní menu.

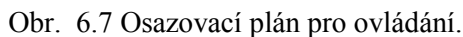
Pokud si uživatel vybere pomocí tlačítka *Select* program, může následně přejít ke svalové stimulaci. Spuštění daného programu se provádí pomocí tlačítka *Start* viz. Obr. 6.5. Po stisknutí tlačítka *Start* se spustí svalová stimulace, která je generována na pinech D11 a D12, jež jsou připojeny na H-můstek.



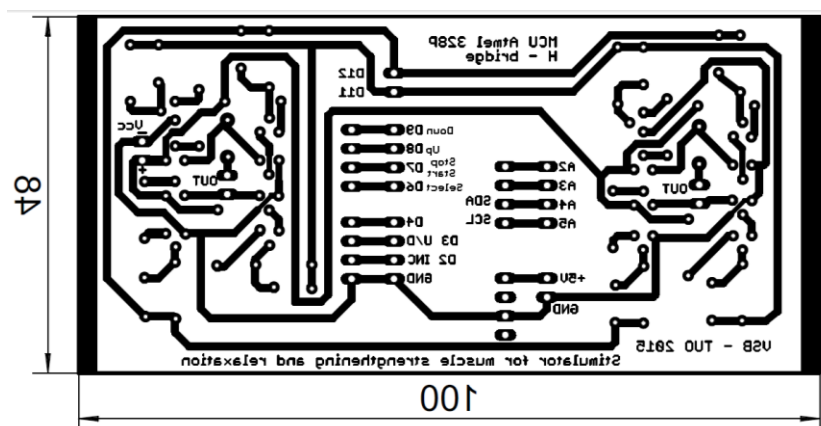
Obr. 6.5 Diagram pro program Strengthening.

V průběhu stimulace má možnost uživatel měnit její intenzitu. Intenzita stimulace je automaticky nastavena na Level 1, což je nejnižší možná úroveň. Po stisknutí tlačítka Up dojde k zvětšení stimulační úrovně z Level 1 na Level 2.

## 6.3 Ovládaní DSP

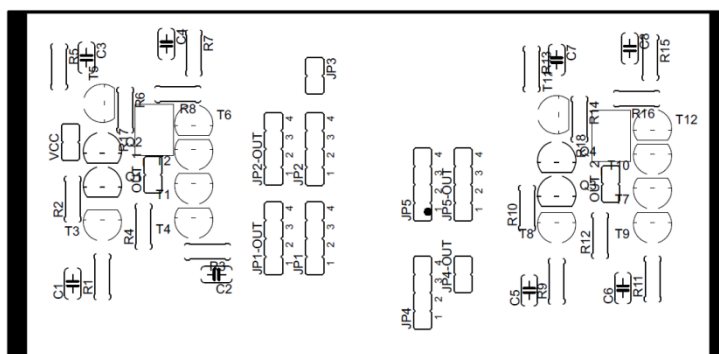


## 6.4 Koncové stupně DSP



Obr. 6.8 Návrh DSP pro koncový stupeň.

Tato deska bude obsahovat i modul MCU, který je osazen procesorem ATMEL 328P. Modul MCU bude osazen zespodu na desku koncového stupně. Deska koncového stupně bude umístěna pod LCD displejem. Z této desky budou vyvedeny dva dvojžilové červené kabely, které budou připojeny k cinch konektorům do panelu. První kanál bude mít cinch červený OUT\_1 a druhý bude černý OUT\_2. Přímo na tyto cinch konektory do panelu bude připájen bipolární transil. Na vstup Vcc bude připojeno napětí z DC/DC měniče.



Obr. 6.9 Osazovací plán koncového stupně.

## 7 OŽIVENÍ A TESTOVÁNÍ REALIZOVANÉHO SYSTÉMEU PRO STIMULACI A RELAXACI SVALSTVA

### 7.1 Testování DC/DC měniče

Testování DC/DC měniče probíhalo pomocí zatěžovacích odporů 470  $\Omega$ , 1 k $\Omega$ , 5,6 k $\Omega$ , 10 k $\Omega$ . Byly měřeny vstupní a výstupní parametry a dle těchto parametrů byly vypočteny jednotlivé účinnosti měniče.

Dále bylo testováno jaký má vliv velikost indukčnosti na jeho parametry. Byly testovány indukčnosti 22  $\mu$ H, 100  $\mu$ H, 220  $\mu$ H.

První test byl proveden s indukčností 22  $\mu$ H na 1 A. Při napájecím napětí 7 V. Na výstup měniče byl připojen zatěžovací rezistor, na kterém jsme měřili napětí. Z této hodnoty byl vypočten proud, který teče zatěžovacím rezistorem. Proud odebíraný ze zdroje byl měřen na rezistoru. Nejprve bylo změřeno napětí na tomto odporu, který byl zapojen mezi zdroj a měnič. Tento odpor měl hodnotu 1  $\Omega$ . Dále byl vypočten proud.

Tab. 7.1 Měření účinnosti měniče při indukčnosti 22  $\mu$ H a různém  $R_z$ .

		470	1k	5,6 k	10 k
$R_z$ [ $\Omega$ ]					
$U_{in}=7$ V	$I_{in}$ [mA]	245	225,7	68	39
	$U_{out}$ [V]	23,7	30,5	40	40
	$I_{out}$ [mA]	50,75	30,56	7,143	4
	$\eta$ [%]	70,13	61	60	60

Z tabulky lze vidět, že účinnost měniče je hodně závislá na odebíraném proudu, který teče do zátěže. Výstupní napětí klesá s klesajícím zatěžovacím rezistorem. Cílem je, aby napětí na výstupu bylo v celém pracovním rozsahu na hodnotě 40 V. Hodnota indukčnosti 22  $\mu$ H je nevhodná.

Druhý test byl proveden s indukčností 100  $\mu$ H na 1 A. Z tabulky je opět vidět, že účinnost vzrostla, ale pouze při vyšším zatěžovacím odporu. Napětí je více stabilní i při zatěžovacím odporu 1 k $\Omega$  ale při odporu 470  $\Omega$  opět klesá. Zvětšení indukčnosti na 100  $\mu$ H přineslo zlepšení, přičemž se účinnost dostala přes 80%, což je pozitivní výsledek.

Tab. 7.2 Měření účinnosti měniče při indukčnosti 100  $\mu$ H a různém  $R_z$ .

		470	1k	5,6 k	10 k
$R_z$ [ $\Omega$ ]					
$U_{in}=7$ V	$I_{in}$ [mA]	347,47	291,65	63,8	37,5
	$U_{out}$ [V]	30,5	39,5	40,3	40,2
	$I_{out}$ [mA]	64,9	39,5	7,2	4,02
	$\eta$ [%]	81,4	76,4	65	62

Třetí test byl proveden s indukčností 220  $\mu\text{H}$  na 1 A. Z tabulky bylo zjištěno, že se účinnost blíží hranici 90 %. Výstupní napětí je téměř stabilní v celém rozsahu kromě hodnoty 470  $\Omega$ . Při reálném použití se počítá se zatěžovacím odporem v řádu k $\Omega$ . Proto je hodnota 220  $\mu\text{H}$  brána jako přijatelná, přičemž se výstupní napětí na měniči až tak nemění se zatěžovacím odporem. Účinnost neklesne pod 77 %, což je oproti Tab. 7.1 velké zlepšení.

Tab. 7.3 Měření účinnosti měniče při indukčností 220  $\mu\text{H}$  a různém  $R_z$ .

		470	1k	5,6 k	10 k
$R_z$ [ $\Omega$ ]					
$U_{in}=7\text{ V}$	$I_{in}$ [mA]	416,4	324,1	52,74	29,5
	$U_{out}$ [V]	34,8	39,8	40,1	40,1
	$I_{out}$ [mA]	74,042	39,8	7,161	4,01
	$\eta$ [%]	88,4	84,91	78,55	77,67

Zvětšením indukčnosti v měniči bylo docíleno lepší účinnosti, ovšem za cenu větších rozměrů cívky a dalšího náběhu napětí a většího zvlnění. Zvlnění na výstupu je pro dané účely zanedbatelné. Byla vybrána cívka s maximálním povoleným proudem 1 A, protože má malý sériový odpor než cívky na menší povolený proud. To pomůže minimalizovat ztráty rezistivního charakteru. V navrženém měniči byla použita cívka s indukčností 220  $\mu\text{H}$ .

## 7.2 MCU

Testování MCU a ovládání bylo v první fázi testováno pomocí osciloskopu, kde na výstupy byly připojeny zatěžovací odpory. V druhé fázi bylo provedeno testování na lidech v laboratoři.

Dále bylo testováno, zda celý přípravek je bezpečný a zda je možné v každém kroku ihned zastavit stimulaci pomocí tlačítka *Start/Stop* a v krajním případě pomocí hlavního červeného kolébkového spínače. Tento test byl proveden a proběhl v pořádku, při žádném z programů nebyla žádná z testovaných osob nucena použít hlavní vypínací kolébkový spínač.

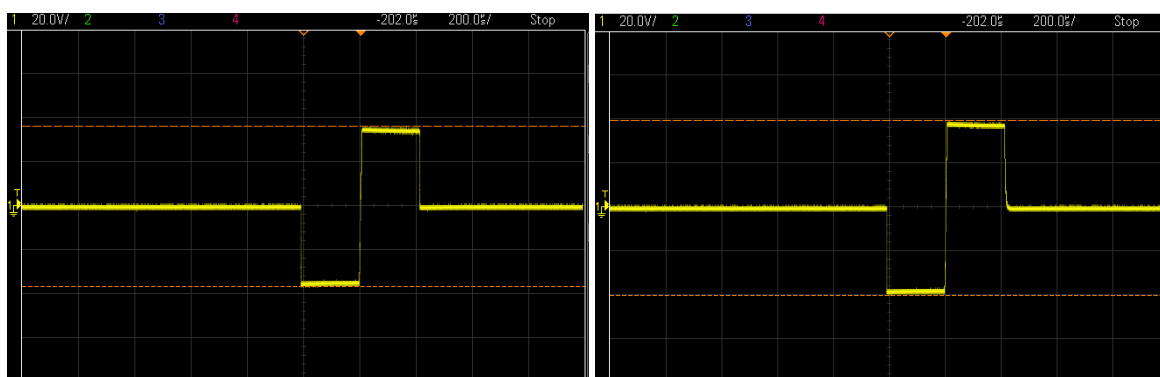
Dále bylo testováno, zda je daný program nastaven správně a funkce jednotlivých tlačítek v průběhu stimulace odpovídá návrhu. Navržený přípravek bylo možné ovládat po celou dobu stimulace.

Testování na vybraných osobách proběhlo úspěšně, většině se dané stimulační programy jevily relativně příjemné.

## 7.3 Koncový stupeň

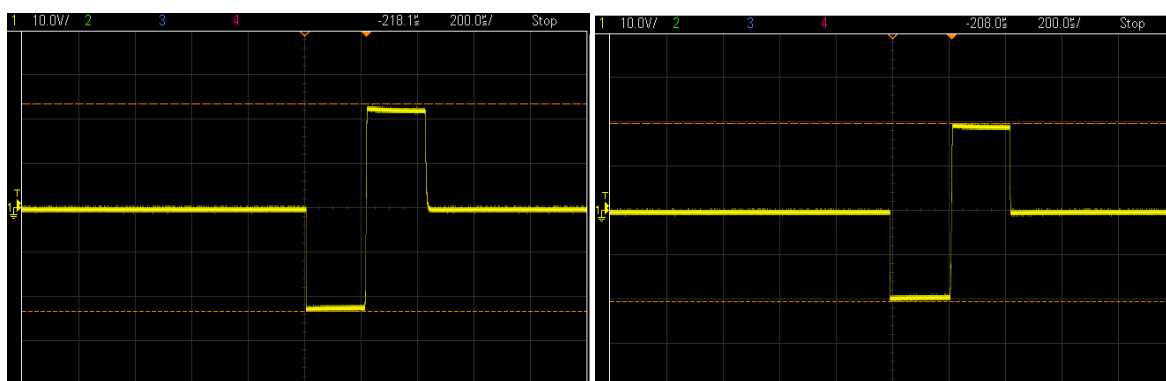
Byl testován z hlediska časového, zda bude schopen spínat při stimulaci. Při testování bylo zjištěno, že navržený H-můstek splňuje dané podmínky. Testování simulačních impulzů bylo realizováno do zatěžovacího rezistoru 1 k $\Omega$  a 10 k $\Omega$ . Cílem měření bylo ověřit, zda náběžná a sestupná hrana bude menší než 10  $\mu\text{s}$ .

Pomocí MCU byl generován signál, který byl přiveden na H- můstek a ten na svém výstupu generoval bifazický impulz, potřebný pro svalovou stimulaci.



Obr. 7.1 Na levé straně je výstupní průběh z H-můstku do  $R_z = 1 \text{ k}\Omega$ , při výstupu Pk – Pk 73 V. Na pravé straně výstupní průběh z H-můstku do  $R_z = 10 \text{ k}\Omega$  při výstupu Pk – Pk 80 V.

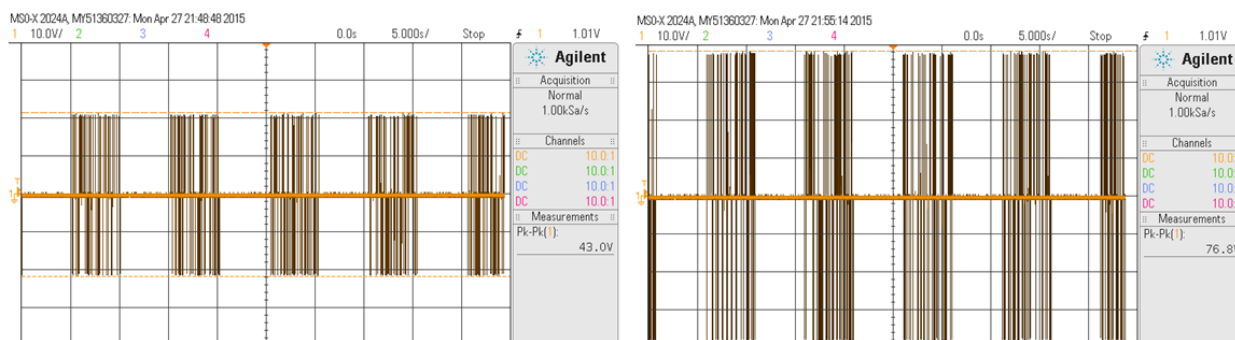
Z Obr. 7.1 Na levé straně je výstupní průběh z H-můstku do  $R_z = 1 \text{ k}\Omega$ , je vidět, že H-můstek má malou časovou závislost na zatěžovacím rezistoru. Při větším  $R_z$  dochází k pomalejšímu uzavírání jednotlivých tranzistorů. Což je vidět v pravé části na Obr. 7.1. Tato sestupná hrana je znatelná, ale pořád menší než  $5 \mu\text{s}$ .



Obr. 7.2 Na levé straně je výstupní průběh z H-můstku do  $R_z = 10 \text{ k}\Omega$  při výstupu Pk – Pk 46,6 V. Na levé straně je výstupní průběh z H-můstku do  $R_z = 1 \text{ k}\Omega$  při výstupu Pk – Pk 40,2 V.

Z Obr. 7.2 je vidět stejná závislost jako je na Obr. 7.1. Při větším zatěžovacím odporu dochází k pomalému uzavírání tranzistoru, to je vidět na levém Obr. 7.2. Toto je způsobeno malým proudem, který teče H-můstkem do zatěžovacího  $R_z$ . Tato mála deformace neovlivní kvalitu stimulace.

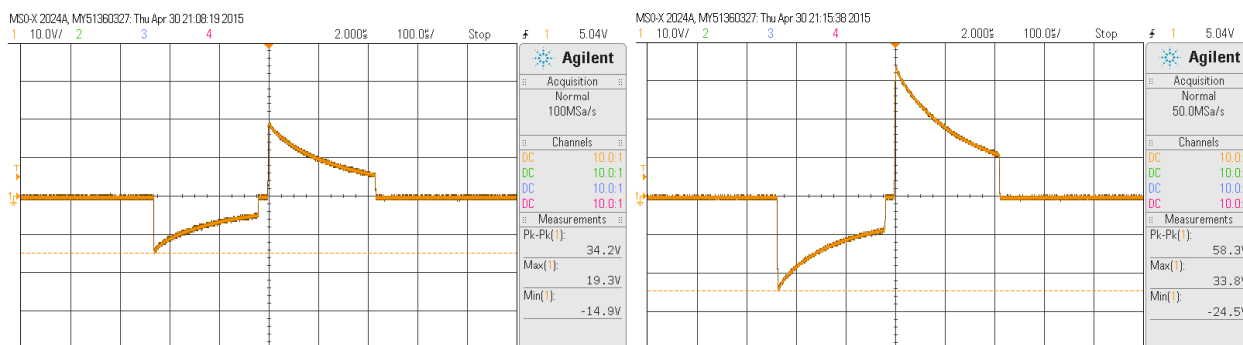
Cílem dalšího testování bylo ověřit, zda stimulační programy jsou správně naprogramovány v mikrokontroléru. Při programu pro posílení bylo nastaveno 5 s stimulace a 5 s stimulační pauza. Při programu pro relax bylo nastaveno 1 s stimulace a 1 s stimulační pauza. Dále bylo testováno, jak funguje ovládání vstupního napětí, které je přivedeno na H-můstek, kde je spínáno. Napětí se měnilo dle navrženého schématu. Pomocí tlačítek *Up* a *Down* je možné měnit stimulační impuls v rozsahu 43 V až 76,8 V. Ovládání má čtyři úrovně - první je 43 V, druhá 54,7 V, třetí 68,7 V a čtvrtá 76,8 V. Tyto měření budou prováděny do zatěžovacího odporu  $1 \text{ k}\Omega$ .



Obr. 7.3 Záznamy z osciloskopu s průběhy ze stimulace pro posílení, při minimální úrovni stimulace v levé části a v pravé části při maximální stimulaci.

Na Obr. 7.3 jsou vidět průběhy, které korespondují s nastavenými parametry. 5 s probíhá stimulace a 5 s probíhá relaxace. Úroveň stimulace při nejnižším stupni odpovídá naprogramované úrovni, která je nastavena do digitálního potenciometru. Rovněž záznam v levé části odpovídá nastavené úrovni.

Poslední část testování byla zaměřena na ověření maximálních špičkových proudů, které při stimulaci působí na danou svalovou partii. Tento test probíhal na osobě, tudíž se nejprve na daný stimulovaný sval připevnil navlhčené houbičky a do nich zasunuly elektrody z vodivé gumy. V měřicím řetězci byl použit snímací odpor s hodnotou  $560\ \Omega$ , který je součástí H-můstku. Na tento odpor byl připojen osciloskop. Pomocí tohoto byl změřen nejprve průběh napětí na tomto snímacím rezistoru a následně byl pomocí naměřeného napětí vypočten maximální špičkový proud, který teče do stimulovaného svalu.

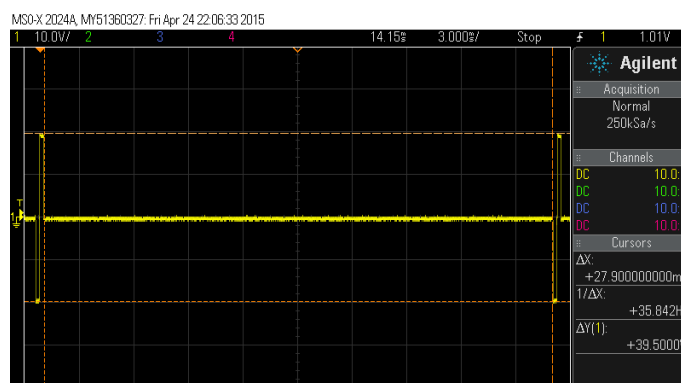


Obr. 7.4 Záznamy z osciloskopu s průběhy stimulačního impulsu do svalové partie, v levé části je stimulace při nejnižší úrovni a na pravé při maximální stimulaci.

Z Obr. 7.4 je vidět, že při stimulaci svalu dochází k velkým napětovým špičkám, které pouze potvrzují to, že pokožka má kapacitní charakter. Na levém záznamu jde vidět, že při stimulaci je vždy velká napětová špička, která ale rychle klesá. Dle toho byl vypočten maximální špičkový proud. Na levém záznamu dosahuje při záporném stimulačním impulsu hodnoty  $-26,6\ \text{mA}$  a při kladném stimulačním impulsu je špičkový proud  $34,46\ \text{mA}$ . Z průběhu byla ověřena i  $10\ \mu\text{s}$  prodleva mezi záporným a kladným stimulačním impulzem, která má dvě důležité funkce. První je lepší vnímání stimulace pac

entem a druhý je, že H – můstek potřebuje pro své ustálení určitý čas. Tímto se ošetří to, že H- můstek bude spínán správně. Na Obr. 7.4 na pravé straně je vidět stimulace při maximální intenzitě. Při záporném stimulačním impulzu proud dosahuje špičkové hodnoty – 43,75 mA a při kladném stimulačním impulzu má špičkovou hodnotu 60,35 mA.

Při elektrické stimulaci do dané svalové partie dochází k proudovým špičkám, které ale neohrozí stimulovaný sval ani pacienta. Naopak jsou dané špičky žádané pro to, aby stimulace měla daný efekt, kterým je svalová kontrakce. Norma ČSN EN 60601-2-10 stanovuje pro stimulaci do 400 Hz maximální efektivní přípustnou stimulační hodnotu proudu na 50 mA. Z naměřeného průběhu na Obr. 7.4 jde vidět, že tento požadavek je splněn.



Obr. 7.5 Záznam z osciloskopu se zobrazením stimulačního programu pro posílení.

Na Obr. 7.5 je vidět, že stimulační prodleva mezi impulzy je 27,9 ms to odpovídá nastavené hodnotě, která je 28 ms. Tato hodnota určuje frekvenci stimulace pro program na posílení. Hodnota napětí Pk-Pk je 43 V to odpovídá nejnižší stimulaci - Level 1.



## 8 ZHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ MĚŘENÍ

Při měření bylo zjištěno, že měnič svalového stimulatoru dosahuje účinnosti 85 % při výstupním napětím 40 V se zatížením 1 k $\Omega$ .

Stimulační programy korespondovaly s navrženými a na programovanými parametry, které byly důležité pro dané stimulační programy. Stimulátor obsahuje celkem tři stimulační programy.

Výkonový stupeň je schopen spínat v daných časových intervalech. Byly stanoveny limity pro náběžnou a sestupnou hranu do 10  $\mu$ s. Tento parametr se podařilo splnit s velkou rezervou. Rovněž bylo ověřeno, jaký maximální proud teče do stimulovaného svalu. Tento špičkový proud je v rozsahu 20 mA až 60 mA, což je v souladu s normou zmiňovanou výše.

Navržený svalový stimulátor byl v poslední fázi testován v laboratoři na 10 lidech. Většina ze stimulovaných, považovala stimulaci za příjemnou. Pouze některé osoby nebyly ochotny podstoupit maximální stimulační úroveň. Délky stimulačních programů byly rovněž přijatelné. Stimulované osoby preferovaly program Complex a také program Relaxation.

V porovnání se současnými svalovými stimulatory je tento přípravek schopen konkurovat v tom, že nabízí program, který kombinuje sadu relaxačních a sadu posilovacích impulsů s vhodně zvolenou pauzou. I když většina svalových stimulatorů dnes nabízí mnohem více programů než tento navržený, žádný z nich nekombinuje relaxační a stimulační mód dohromady. Aktuální svalové stimulatory mají špičkový stimulační proud až 120 mA. Tento proud slouží k velmi silné svalové stimulaci. Při testování na dobrovolnících bylo zjištěno, že pro maximální svalovou kontrakci, která je ještě příjemná, postačuje špičkový stimulační proud 60 mA. Díky tomu je navržený přístroj bezpečnější a pocitově příjemnější.



Obr. 8.1 Svalový stimulátor pohled zepředu.

Výdrž navrženého stimulatoru v porovnání s aktuálními sportovními svalovými stimulatory je na podobné úrovni, protože byl použit jako zdroj 6 tužkových baterií typu AA s kapacitou 2700 mAh, které jsou spojeny sériově. Současný trh nabízí sportovní svalové stimulatory s napájecím napětím 4,8 V při použití 4 baterií typu AA. Jejich rozměry jsou o to více kompaktní. Dalším podstatným rozdílem je použitý displej. V navrženém stimulatoru je použit alfanumerický displej s podsvícením a ten má oproti moderním stimulatorům, které využívají lepší displeje s nižší spotřebou, spotřebu větší (proto také větší požadavky na příkon).

Co se týče rozměru, tak navržený stimulator je asi jedenkrát větší, než moderní sportovní stimulatory. V tomto případě se jedná pouze o prototyp, proto rozměry a výdrž nejsou až tak důležité.

Navržený svalový stimulator má 2 stimulační kanály. Dnešní sportovní svalové stimulatory nabízejí většinou 2 až 6 stimulačních kanálů, proto navržený svalový stimulator je schopen v tomto ohledu konkurovat.



Obr. 8.2 Rozmístění elektrod na stehenní sval.

## 9 ZÁVĚR

Cílem této diplomové práce bylo vytvoření svalového stimulátoru pro posílení a relaxaci svalstva. Na začátku práce popisují základní funkce svalstva, tedy kde vzniká elektromyografický signál. Dále se věnuji úrovni stimulace a její frekvenci. Po nastudování daných oblastí jsem přistoupil k návrhu a realizaci přípravku pro elektrickou svalovou stimulaci.

Nejprve byl proveden návrh stimulačních impulzů, které musí splňovat tyto parametry - impulzy musí mít bifázický průběh, protože nedochází k adaptaci na stimulaci, a tím k poklesu efektivity stimulace.

Délka stimulačního impulzu byla zvolena na 200  $\mu$ s. Tato délka byla zhodnocena jako optimální, protože při delším stimulačním impulzu dochází k nepříjemným pocitům na pokožce, až k jejímu popálení. Při delším stimulačním impulzu, není potřeba tak velký stimulační proud, jako při stimulaci pod 100  $\mu$ s.

Prodleva mezi kladným a záporným stimulačním impulzem byla zvolena na hodnotu 10  $\mu$ s, a slouží k ustálení přechodových jevů v H-můstku. Díky této pauze je elektrostimulace lépe vnímána pacientem.

Dalším podmínkou bylo splnění mezních parametrů uvedených v normě ČSN EN 60601-2-10. Zdravotnické elektrické přístroje: Část 2-10: Zvláštní požadavky na bezpečnost nervových a svalových stimulátorů.

Přístroj byl navržen a sestaven na základě stanovených parametrů pro svalovou stimulaci, která vede ke svalové kontrakci. Přístroj je napájen bateriově, čímž je omezeno riziko poranění elektrickým proudem. Tento přístroj je typu BF. Díky bateriovému napájení je přístroj schopen pracovat několik hodin, v závislosti na intenzitě stimulačního impulzu.

Při návrhu jednotlivých bloků a schémat jsem vycházel z nastudované odborné literatury. Dalším krokem bylo navržení konkrétních konečných schémat a DSP pro dané bloky.

Prvním navrženým blokem svalového stimulátoru byl DC/DC měnič, který je napájen šesti AA bateriemi spojenými sériově. Díky tomu, že jsem zvolil bateriové napájení, není třeba klást tak velký důraz na galvanické oddělení výkonové a patientské části. Použitím bateriového zdroje jsem totiž omezil riziko poranění elektrickým proudem. Navržený měnič zvyšuje napětí ze 7,2 V na 40 V při účinnosti 85%. Měnič pracuje při spínací frekvenci až 300 kHz. Na desce DC/DC měniče je umístěn digitální potenciometr, který ovládá napětí na měniči. Digitální potenciometr je ovládán pomocí mikrokontroléru, konkrétně pomocí dvou digitálních pinů. Při nastavení digitálního potenciometru na maximální hodnotu je na měniči výstupní napětí 20 V. Výhodou digitálního potenciometru je to, že nemá žádné mechanické části, tudíž má mnohem větší životnost, než klasický mechanický potenciometr. Navíc je tato součástka řízena digitálně.

Dalším blokem je ovládací panel, který obsahuje čtyři tlačítka, jež jsou vyvedena ven z hliníkové přístrojové krabice. Všechna tlačítka jsou opatřena (pull-down) rezistory. Tato krabice má vnější rozměry - výška 53 mm, šířka 103 mm a délka 125 mm. Tlačítka jsou umístěna v jednom řádku vedle sebe pod displejem, kromě tlačítek up a down, která jsou pod sebou. K zobrazení všech potřebných údajů je z přední strany umístěn dvouřádkový displej s 16 znaky.

Srdcem svalového stimulátoru je mikrokontrolér ATmega328 od firmy ATMEL. Tento mikrokontrolér je umístěn na DSP spolu s H-můstkem. Tento mikrokontrolér poskytuje vysokou rychlost a možnost snadného programování přímo v Arduinu s programovacím jazykem Wiring. Posledním blokem je výkonová část, jejímž úkolem je zesílit signál přivedený z mikrokontroléru, který bude pomocí H-můstku spínat. Můstek je realizován pomocí bipolárních tranzistorů. Přivedu-li na H-můstek logickou 0, což znamená, že na výstupu můstku bude 0 V, tak se tento stav využije pro stimulační pauzy a relaxační časy (což znamená, že H-můstek bude vypnutý). Pokud ale přivedu na D11 logickou 1 a na D12 logickou 0, tak získám na výstupu záporný stimulační impuls. Pokud logické úrovně přehodím, dostanu na výstupu kladný stimulační impuls. H-můstek má sestupné a náběžné hrany pod 2  $\mu$ s a je vybaven ochranou proti přepětí a ochranou proti zkratu.

Můj navržený svalový stimulátor je schopen svaly posilovat i relaxovat a to u různých svalových partií. Je limitován pouze tím, že obsahuje tři programy - program pro posílení, relaxaci a komplexní program, který kombinuje jak posilování, tak relaxaci. Navržený svalový stimulátor má dva stimulační kanály, což umožňuje stimulovat dvě svalové partie.

Zadání diplomové práce se podařilo splnit. Navržený stimulátor je funkční, bezpečný a relativně kompaktní.

## 10 POUŽITÁ LITERATURA

- [1] JIRÁK, Zdeněk. *Fyziologie pro bakalářské studium na ZSF OU*. 2., přeprac. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007, 249 s. ISBN 978-80-7368-234-7.
- [2] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, 411 s. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [3] NOVÁK, Vilém a Martin AUGUSTYNEK. *Diagnostické metody v medicíně*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2013, 265 s. ISBN 978-80-248-3101-5.
- [4] GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie*. 20. vyd. Praha: Galén, c2005, xx, 890 s. ISBN 80-726-2311-7.
- [5] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006, 406 s., xxiv s. barev. obr. příl. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [6] VRÁNA, Milan. *Elektronické přístroje pro stimulaci orgánů a tkání*. Praha: Státní nakladatelství technické literatury, 1984, 319 s.
- [7] ČSN EN 60601-2-10. *Zdravotnické elektrické přístroje: Část 2-10: Zvláštní požadavky na bezpečnost nervových a svalových stimulatorů*. 2001
- [8] VAŘEKA, Ivan. *Základy fyzikální terapie*. 1. vyd. Olomouc: Vydavatelství University Palackého, 1995, 83 s. ISBN 80-706-7491-1.
- [9] PODEBRADSKÝ, Jiří a Radana PODEBRADSKÁ. *Fyzikální terapie: manuál a algoritmy*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 200 s. ISBN 978-80-247-2899-5.
- [10] CAPKO, Ján a Radana PODEBRADSKÁ. *Základy fyziotrické léčby*. 1. vyd. Praha: Grada, 1998, 394 s., obr. ISBN 80-7169-341-3.
- [11] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2011, 790 s. ISBN 978-802-4730-684.
- [12] KADAŇKA, Zdeněk, Josef BEDNAŘÍK a Stanislav VOHÁŇKA. *Praktická elektromyografie*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1994, 180 s.:. ISBN 80-701-3181-0.

- [13] ROBINSON, Andrew J a Lynn SNYDER-MACKLER. *Clinical electrophysiology: electrotherapy and electrophysiologic testing*. 3rd ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams, c2008, xv, 555 p. ISBN 07-817-4484-9.
- [14] WEBSTER, John. G. *Medical instrumentation: Application and design*. 3. vydání. Hoboken (USA): WILEY, 1998. 691s. ISBN 0-471-15368-0.
- [15] SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2004. 448s. ISBN 80-247-0630-X
- [16] PUTZ, Reinhard a Reinhard PABST. *Atlas anatomie člověka*. Praha : Grada Publishing, a.s., 2007. 399s. ISBN 978-80-247-1870-5
- [17] Arduino\_Nano3\_0.pdf [online]. [cit. 2015-05-01]. Dostupné z [http://ca.mouser.com/pdfdocs/Gravitech\\_Arduino\\_Nano3\\_0.pdf](http://ca.mouser.com/pdfdocs/Gravitech_Arduino_Nano3_0.pdf)
- [18] HORTOBÁGYI, Tibor a Nicola A. MAFFIULETTI. Neural adaptations to electrical stimulation strength training. In: [online]. [cit. 2015-05-03]. Dostupné z: <http://link.springer.com/content/pdf/10.1007%2Fs00421-011-2012-2.pdf>
- [19] M. DOUCET, Barbara, Amy LAM a Lisa GRIFFINB. Neuromuscular Electrical Stimulation for Skeletal Muscle Function. In: [online]. [cit. 2015-05-03]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3375668/>
- [20] A. MAFFIULETTI, Nicola, Marco A. MINETTO, Dario FARINA a Roberto BOTTINELLI. Electrical stimulation for neuromuscular testing and training: state-of-the art and unresolved issues. In: [online]. [cit. 2015-05-03]. Dostupné z: <http://link.springer.com/content/pdf/10.1007%2Fs00421-011-2133-7.pdf>
- [21] PETROFSKY, Jerrold Scott; LAYMON, Mike. The effect of previous weight training and concurrent weight training on endurance for functional electrical stimulation cycle ergometry. *European journal of applied physiology*, 2004, 91.4: 392-398
- [22] CHIN SU, Fong, Shyh HAU WANG a Ming LONG YEH. *1st Global Conference on Biomedical Engineering & 9th Asian-Pacific Conference on Medical and Biological Engineering: IFMBE Proceedings – Svazek 47*. Tainan, Taiwan: Springer, 2014, 275 s. ISBN 9783319122625.
- [23] DEHAIL, DUCLOS a BARAT. Electrical stimulation and muscle strengthening. In: [online]. 2008 [cit. 2015-05-03]. Dostupné z: <http://www.errsm.ca/reference/Electrical%20stimulation%20and%20muscle%20strengthening.pdf>

- [24] SCOTT PETROFSKY, Jerrold a Mike LAYMON. The effect of previous weight training and concurrent weight training on endurance for functional electrical stimulation cycle ergometry. In: [online]. 2008 [cit. 2015-05-03]. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007/s00421-003-1003-3#page-1>
- [25] CREVENNA, Richard, Winfried MAYR, Mohammad KEILAN, Johannes PLEINER, Martin NUHR, Michael QUITTAN, Richard PACHER, Veronika FIALKA-MOSER a Michael WOLZT. Safety of a combined strength and endurance training using neuromuscular electrical stimulation of thighs muscles in patients with heart failure and bipolar sensing cardiac pace-makers. In: [online]. 2008 [cit. 2015-05-03]. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2F03040887#page-1>

# 11 PŘÍLOHY

## 11.1 Návod pro svalový stimulátor

### **Varovné pokyny:**

Při následujícím zdravotním stavu nesmí být přístroj používán: kardiostimulátor, nemoci srdce, epilepsie, diabetes, roztroušená mozkomíšní skleróza, kožní onemocnění, rekonvalescence po operaci. Nepřikládejte vodivé elektrody na citlivé oblasti těla, jizvy, mateřská znaménka nebo křečové žíly. Těhotné ženy by neměly přístroj používat.

### **Stimulační programy:**

#### **Program Strengthening**

Tento program je určen k posílení svalstva. Program jede v cyklu 5 s kontrakce a 5s relaxační pauza. Celý program trvá 300 s.

#### **Program Relaxation**

Tento program je určen k relaxaci svalstva, a k podpoření regenerace. Program jede v cyklu 1 s kontrakce a 1s relaxační pauza. Celý program trvá 600 s.

#### **Program Complex**

Tento program je určen jak k relaxaci svalstva, tak k posílení svalstva. Program jede v cyklu 1 s kontrakce posilovací fáze a 1s relaxační pauza a 1 s kontrakce relaxační fáze a 1 s relaxační pauza. Celý program trvá 300 s

### **Místa stimulace:**

Jsou-li elektrody správně umístěny, měli byste vnímat slabé brnění a vidět nebo cítit svalovou kontrakci. Není-li znatelná žádná kontrakce. Navlhčete více houbičky ve kterých jsou vloženy stimulační elektrody z vodivé gumy nebo změňte pozici elektrody. Rozmístění elektrod vždy na začátek a konec dané stimulované partie. Elektrody se nesmí dotýkat. Místa stimulace: paže, stehno, lýtko.

### **Seznámení se svalovým stimulátorem:**

Na Obr. 11.1 je vidět čelní pohled na svalový stimulátor na ovládací prvky na nabíjecí konektor. První spuštění. Pomocí červeného kobkového spínače zapneme svalový stimulátor. Počkáme, než se provede spuštění a kontrola stavu baterie. Stimulátor nás vyzve k zamáčknutí tlačítka *Select*. Pomocí tlačítka *Select* můžeme listovat v jednotlivých programech.

Daný program můžeme spustit pomocí zeleného tlačítka *Start/Stop*. Stimulační program jde ihned zastavit pomocí zeleného tlačítka *Start/Stop*. Při druhém zmačknutí zeleného tlačítka můžeme stisknout tlačítko *Select* a vrátit se zpět do výběru programu.



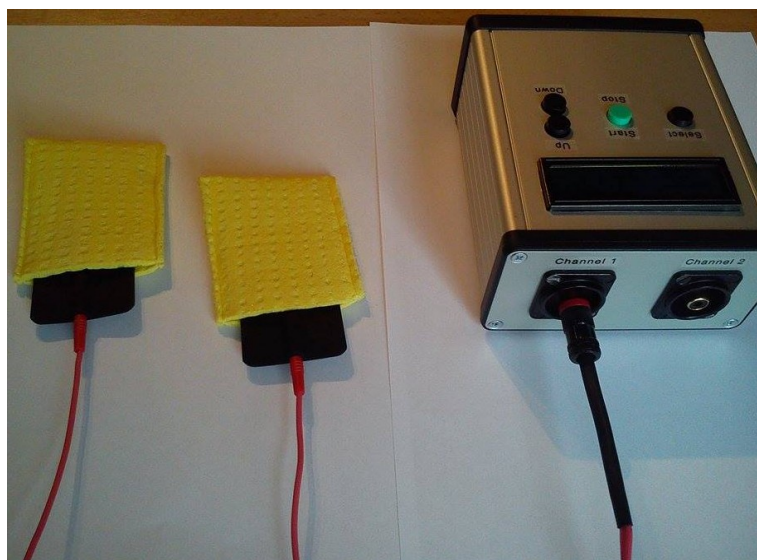
Dvě tlačítka nad sebou *Up* a *Down* slouží k ovládní stimulačního napětí. Vždy pro zapnutí je automaticky nastavena stimulační úroveň na nejnižší. Tento přístroj má čtivy úrovně stimulace označené level.

Vypnutí celého přístroje je možno provést kdokoliv pomocí červeného kolébkového tlačítka.



Obr. 11.1 Pohled na svalový stimulátor zepředu.

Na Obr. 11.1 je vidět i nabíjecí konektor pro baterie, který je umístěn na pravo od červeného kolébkového spínače. Pozor při nabíjení je důležité, aby červený kolébkový spínač byl vždy při nabíjení v poloze OFF! Jinak může dojít k poškození přístroje. Nabíjení baterii prováděje při maximálním napájecím napětím 9 V a proudu 0,7 A, z důvodu životnosti akumulátoru. Přístroj je vybaven akumulátorem z 6 ks baterii typu Ni – Mh o kapacitě 2700 mAh.



Obr. 11.2 Pohled na zapojení stimulačních elektrod svalového stimulatoru.

Na Obr. 11.2 je vidět že stimulační elektrody z vodivé gumy je třeba vždy vložit do žluté houbičky která je navlhčená nejlépe ve fyziologické roztoku jde použít i klasická voda. Výstupy Chanal 1 a Chanal 2 slouží ke stimulaci dvou partií. Na Obr. 11.2 je vidět zapojení jednoho kanálu. Do Chanl 1 jsme zasunuly přiložená stimulační kabel a druhý konec jsme zasunuly do gumových elektrod. Jeden kanál slouží ke stimulaci jedné svalové partie. Stimulační elektrody je potřeba vždy připevnit na danou svalovou partii pomocí obvazu.

Niky nespojujte stimulační elektrody proti sobě může dojít k poškození přístroje. Elektrody by mněl být vždy vzdáleny od sebe minimálně 5 cm. Nikdy elektory nepřikládejte na opačné části těla. Do výstup Chanal 1 zapojujete černý stimulační kabel a do Chanal 2 zapojujete modrý stimulační kabel.



Obr. 11.3 Ukázka přiložení elektrod pro stimulaci stehenního svalu.

Na Obr. 11.3 je vidět že červený kabel je připojen na levou nohu a modrý stimulační kabel je připojen ke stimulačním elektrodám na levou nohu. Nikdy nepřipojujete červený a modrý stimulační kabel na stejný sval.

### **PÉČE A ÚDRŽBA:**

Čištění ovládacího přístroje provádějte ve vypnutém stavu. Přístroj otřete vlhkou textilií. Žluté houbičky vždy po stimulaci propláchněte pod tekoucí vodou.

### **Elektrody:**

Vždy používejte elektrody z vodivé gumy, které jsou přiloženy ke stimulátoru. Rozměry stimulačních elektrod 5 cm x 4 cm. Rozměry houbičky, do které se zasouvá stimulační elektroda 6cm x 7 cm. Vždy před stimulací navlhčete houbičku. Kterou připevníte pomocí obvazu.

### **Elektrody:**

Vždy používejte elektrody z vodivé gumy, které jsou přiloženy ke stimulátoru. Rozměry stimulačních elektrod jsou 4 cm x 6 cm. Rozměry houbičky, do které se zasouvá stimulační elektroda, je 6 cm x 7 cm. Vždy před stimulací houbičku navlhčete, a pomocí obvazu ji připevněte.

### **Technické údaje:**

Napájení:	6 x 1,2 V AA (typ: GP270AAHC)
Velikost elektrod:	cca 6 x4 cm, + (houbička 6 x 7 cm)
Parametry:	-výstupní napětí: max. 80 V p-p -výstupní proud: max. 60 mA p-p - výstupní frekvence: 35 Hz a 150 Hz
Doba impulsu:	200 µs na fázi
Tvar vlny:	symetrická, dvoufázová pravoúhlá křivka
Hmotnost:	≈ 580 g
Maximální přípustné provozní podmínky:	0°C až +40°C, relativní vlhkosti 20 – 65%
Vysvětlení symbolů:	-Aplikační část typu BF -Pozor! Přečtěte si návod k použití.
Rozsah dodávky:	-obvazy -stimulační kabely 2ks -svalový stimulátor -elektrody 4ks, houbičky 4ks -tento návod

Změny technických údajů bez předchozího oznámení jsou vyhrazeny.